

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

2011

Petra Rajmanová

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky

**Software pro vyhodnocení kontinuálního snímání
krevního cukru**

**Software for Interpretation of Continuous Blood
Sugar Measurement**

2011

Petra Rajmanová

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracovala samostatně a uvedla jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpala.

.....

Petra Rajmanová

V Ostravě, dne 6. května 2011

Poděkování

Touto cestou děkuji vedoucímu bakalářské práce Ing. Michalovi Prauzkovi za konzultace, cenné rady při tvorbě bakalářské práce, připomínky a metodické vedení. Poděkování patří i panu Ing. Tomášovi Peterkovi, za vytvoření algoritmu waveletových transformací, pro detekci bodů křivky.

Abstrakt

Bakalářská práce se zabývá programováním software pro vyhodnocení kontinuálního snímání krevního cukru. Data byla zaznamenána přístrojem MiniMed od 14 pacientů. Práce spočívá v importu dat a následném programování v GUI (Graphical User Interface) v programu MATLAB. Cílem práce je, aby software vykreslil dva grafy, které se vzájemně budou lišit způsobem počítání ploch pod křivkou. Průběh křivky v grafu vyjadřuje koncentraci glukózy v krvi v závislosti na čase. Hladina krevního cukru se mění podle příjmu potravy a fyzické aktivity. Z grafu pak je možné vyčíst, ve kterou hodinu pacient přijímal potravu a jak dlouho trvá proces. Software dokáže vypočítat maximální hodnotu, minimální hodnotu, střední hodnotu a medián.

Klíčová slova

Monitory glykémie, glykemický index, hladina glukózy v krvi, biologický signál, inzulin

Abstract

This thesis deals with programming of software for the evaluation of continuous measurement of blood sugar. The data were measured with device MiniMed. These data were obtained 14 patients. The work includes data import and programming GUI (Graphical User Interface) in MATLAB. The aim is to draw two graphs which are different in the method of calculating the areas under the curve. Graphs show the concentration of glucose in blood which depends on the time. Glucose is changing according to income food and physical activity. The graph shows an hour, when the patient is eating and digesting. The software calculates the maximum value, minimum value, mean and median.

Key words

glycemic monitors, glycemic Index, amount blood glukose, biological signal, insulin

Seznam použitých symbolů a zkratek

A/D	analogo/digital převodník	[-]
AgCl	stříbro chlorid	[-]
BMI	body mass index	[kg/m ²]
ČSD	Česká diabetologická společnost	[-]
ČSKB	Česká společnost klinické biochemie	[-]
DPF	dolnoproustný filtr	[-]
EMG	elektromyogram	[-]
EKG	elektrokardiogram	[-]
EOG	elektrookulogram	[-]
FPG	Fasting Plasma Glucose	[mmol/l]
GI	glykemický index	[-]
GUI	Graphical User Interface	[-]
HbA1c	glukovaný hemoglobin	[%]
OGTT	glukózový toleranční test	[mmol/l]
PNG 6	Pneumogram	[-]
pH	koncentrace vodíkových inontů v roztoku	[-]
USB	universální sériová sběrnice	[-]
VKG	vektokaridogram	[-]
f_a	kmitočtet harmonické složky signálu	[Hz]
f_s	vzorkovací kmitočtet	[Hz]
T	perioda signálu	[s]
U_{ref}	referenční napětí	[V]

U_{vst}	Vstupní napětí	[V]
U_{ef}	Efektivní hodnota napětí	[V]
$x(t)$	vstupní signál	[-]

Obsah

1	Úvod	1
2	Metody měření krevního cukru	2
2.1	Diabetes mellitus	2
2.1.1	Diabetes Mellitus 1. typu	2
2.1.2	Diabetes mellitus 2. typu	2
2.2	Fyziologie	2
2.2.1	Glukóza	2
2.2.2	Inzulín	2
2.3	Diagnostika	3
2.4	Laboratorní zkoušky, diagnostická kritéria, rozhodovací meze	3
2.4.1	Glukóza v plasmě žilní krve na lačno – FPG – Fasting Plasma Glucose	3
2.4.2	Glukovaný hemoglobin HbA1c	4
2.4.3	Glukózový toleranční test OGTT	4
2.4.4	Albumin v moči	4
2.4.5	Glukóza v krvi stanovovaná glukometry	4
2.5	Glukometr	4
2.6	Monitory glykémie	5
2.7	Glykemický index	8
3	Druhy biosignálu a práce s nimi	9
3.1	Signál	9
3.2	Biologický signál	9
3.2.1	Aktivní	10
3.2.2	Pasivní	10
3.2.3	Bioelektrické signály	10
3.2.4	Biomagnetické signály	10
3.2.5	Bioimpedanční signály	10
3.2.6	Biomechanické signály	10
3.2.7	Bioakustické signály	11
3.2.8	Biochemické signály	11
3.2.9	Ostatní biologické signály	11
3.3	Artefakty	11

3.3.1	Technické artefakty	11
3.3.2	Biologické artefakty	12
3.4	Zpracování biologických signálů	12
4	Měření a digitalizace biosignálu	13
4.1	Měření biologického signálu	13
4.2	Digitalizace biosignálu	14
4.2.1	Typy A/D převodníků	15
5	Import dat	17
6	Vyhodnocení a realizace softwaru	18
6.1	Návrh softwaru	18
6.2	Graf č. 1	19
6.3	Graf č. 2	20
7	Testování software	21
8	Závěr	26
9	Literatura	27
10	Přílohy	I

1 Úvod

Diabetes mellitus neboli cukrovka, je chronické onemocnění metabolismu postihující lidstvo především ve vyspělých státech světa. Tato choroba je podmíněna z velké části dědičnou indispozicí, přibývajícím kily, věkem, ale i stresem. Charakteristický je pro něj částečný nebo úplný nedostatek inzulínu v těle, což způsobuje nestálost koncentrace hladiny glukózy v krvi a dochází k hyperglykemii. Pro měření hladiny krevního cukru v krvi se používají monitory glykémie, ty zajišťují kontinuální snímání. Pro získání aktuální hodnoty koncentrace glukózy slouží glukometry.

Data, která jsou měřena monitory glykémie, se ukazují na displeji, anebo v počítači pomocí speciálního programu. V této práci je hlavním cílem vytvořit software, který tato naměřená data bude umět vyhodnocovat. Výsledky ve formě grafu poskytují pacientovi i lékaři podrobné informace o průběhu onemocnění během dne i noci. Cílem je pochopení účinků jednotlivých druhů potravin na hladinu krevního cukru v těle pacienta v závislosti na glykemického indexu. Na základě průběhu křivky je možné upřesnit optimální dávku inzulínu a především tyto výsledky napomáhají k sestrojení umělé beta buňky, která funguje na zpětnovazebné interakci. β buňky by měly rozpoznávat glykemii a vyrábět inzulín. Technické sestrojení funkční umělé β buňky se stále ještě nepodařilo.

V bakalářské práci jsou ve druhé kapitole rozebrány metody měření krevního cukru a především monitorovací systémy glykémie. Kapitola třetí se zabývá jednotlivými druhy signálů, speciálně signály biologickými. O měření a digitalizaci biosignálu vypovídá kapitola čtvrtá. Následující kapitola popisuje import dat a na ní pak navazuje kapitola šestá, která pojednává o realizaci software, ta zahrnuje i testování a zhodnocení výsledků.

2 Metody měření krevního cukru

2.1 Diabetes mellitus

Diabetes mellitus (cukrovka) je velmi časté onemocnění především u pacientů pokročilého věku. Jedná se o syndrom, který je způsoben nedostatečným působením inzulínu. Pacienti obvykle bývají dehydratováni, hromadí se jim ketolátky, trpí polyurií a dochází u nich ke snížení hmotnosti. Cukrovka může být způsobena absolutním nedostatkem inzulínu nebo chybnou funkcí při jeho relativním nadbytku inzulínu. Obecně lze říci, že při tomto onemocnění dochází k poruše zpracování cukrů, tuků a bílkovin. Choroba znemožňuje organismu udržet stálou koncentraci krevního cukru (glukózy), která se pohybuje v mezích 3,5 – 6,0 mmol/l. Hladina krevního cukru kolísá v závislosti na příjmu potravy. Nejrozšířenějším je diabetes mellitus 2. typu.

2.1.1 Diabetes Mellitus 1. typu

Organismus není schopen udržet koncentraci glukózy v krvi v normálních mezích. Pro tento typ je charakteristická zvýšená koncentrace krevního cukru v krvi. Tělo pacienta časem není schopno inzulín produkovat, proto je důležité inzulín dodat. Projevuje se do 40let.

2.1.2 Diabetes mellitus 2. typu

Při tomto onemocnění tkáň ztrácí senzitivitu, především u lidí se zvýšeným množstvím tuků v těle. Tělo pacienta musí produkovat stále větší množství inzulínu pro udržení normálních hodnot krevního cukru. Když inzulín dosáhne maximální hodnoty, koncentrace glukózy začne narůstat a tím se začne projevovat onemocnění.

Dalším typem diabetu je např. Diabetes MODY, gestační diabetes mellitus, který se projevuje v těhotenství a většinou po porodu odezní. [9], [10], [11]

2.2 Fyziologie

2.2.1 Glukóza

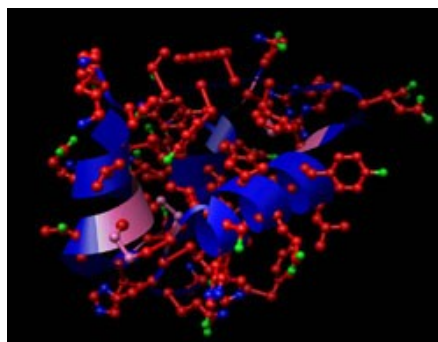
Glukóza je monosacharid, tedy jednoduchý cukr, který je velmi nezbytný pro organismus. Ten ho získává z potravy, z disacharidů nebo z polysacharidů (škrob). Druhým zdrojem glukózy jsou vlastní zásoby glykogenu, který se ukládá v játrech a v příčně pruhovaném svalstvu. Poslední možností je získávání glukózy glukoneogenezí z aminokyselin. Tento způsob je však pro organismus nevhodný.

2.2.2 Inzulín

Inzulín je bílkovina proteohormon, který se tvoří v buňkách Langerhansových ostrůvků slinivky břišní (β buňky). Po syntetizování pre – proinzulínu následuje štěpení a vzniká proinzulín, který se ukládá v sekrečních granulích a čeká na sekreční podnět pro vznik inzulínu. Inzulín je hormonem anabolickým (spotřebovává energii), k jeho uvolnění dochází při příjmu potravy.

Inzulín buduje a opravuje své tkáně, a také umožňuje vstup glukózy do buněk. Další jeho funkcí je inhibice lipolýzy v tukové tkáni, jedná se o rozklad tuků s následným uvolňováním volných mastných kyselin do krve. V maximální koncentraci se inzulín dostává do jaterních buněk. Mezi vlastnosti inzulínu patří i umožnění vstupu draslíku do buňky, transport některých aminokyselin přes buněčnou membránu, podpora proteosyntézy (tvoření bílkovin) a zvýšení aktivity sympati-ku.

Chybějící účinek inzulínu vede k vzestupu glykémie a dochází k osmotické diuréze. Polyurie a zvyšující se osmolarita způsobují dehydrataci. Při absolutním nedostatku dochází v krvi k nárůstu lipidů.



Obr. 2-1 Struktura inzulínu [16]

Na obrázku 2 - 1 je zobrazena struktura inzulínu. Červeně je zobrazen uhlík, zeleně kyslík, modře dusík, růžově síra, modrorůžová stuha je bílkovinná kostra inzulínu. [9], [10], [16]

2.3 Diagnostika

Glykemie se provádí jednou ročně u osob se zvýšeným rizikem, tedy u lidí ve věku nad 45 let. Testování by se mělo zvažovat i u lidí mladšího věku, kteří mají BMI nad 25 kg/m², tedy pacienti s nadváhou, pacienti, kteří mají přímé příbuzné s diabetem, hypertenzi 140/90, hladinu cholesterolu < 35mg/dl, mají jiné klinické stavy spojené s inzulínovou rezistencí a mají historii cévního onemocnění.

Stanovení diagnózy cukrovky spočívá v náběru krve a zjištění koncentrace cukru v krvi (glykémie), která se udává v mmol/l. [12]

2.4 Laboratorní zkoušky, diagnostická kritéria, rozhodovací meze

2.4.1 Glukóza v plasmě žilní krve na lačno – FPG – Fasting Plasma Glucose

Podle ČSD (Česká Diabetologická Společnost) a ČSKB (Česká Společnost Klinické Biochemie) je limitní hodnota 5,60 mmol/l pro zvýšenou koncentraci glukózy. Horní mez je 5,59 mmol/l. Rozmezí 5,60 – 6,99 mmol/l je pásmo pro zvýšenou koncentraci glukózy na lačno. Hodnota < 5,6 mmol/l udává, že pacient je zdravý. Zvýšená FPG \geq 5,60 mmol/l až < 6,99

mmol/l, pacient by měl podstoupit další vyšetření, nelze tedy onemocnění vyloučit. Hodnota $\geq 7,0$ mmol/l označuje pacienta za diabetika. Toto vyšetření je prováděno vsedě.

2.4.2 Glukovaný hemoglobin HbA1c

Vyjadřuje se v % nebo ve zlomku. Testování je prováděno z žilní nebo kapilární krve. Měření glykemie probíhá po dobu 4 – 6 týdnů. Hodnota $\leq 5,0$ % je cílová hodnota terapie. Při hodnotě $> 6\%$ lékař musí léčbu změnit.

2.4.3 Glukózový toleranční test OGTT

K tomuto typu vyšetření se přistupuje v případě, že předchozí vyšetření má nejasné výsledky. Pacienti 12 hodin před vyšetřením se musí vyvarovat jídlu a 8 hodin před vyšetřením nesmí pít kávu, alkohol a je zakázáno kouření. Pak je odebrána venózní krev a podá se 75g glukózy a po 60 min a po 120 min se provede další odběr. Při hodnotách do 7,8 mmol/l je pacient v pořádku, nad 11 mmol/l je pacient diabetik a v mezích 7,8 – 11 mmol/l je porušená glukózová tolerance.

2.4.4 Albumin v moči

Klasifikace stavu mikroalbuminurie jako průkaz časně detekce diabetické nefropatie (chronické onemocnění ledvin). Sběr moči trvá 24 hodin, funguje na základě náhody. Slouží k časnému určení diabetické nefropatie. Koncentrace albuminu v moči mohou být ovlivňovány akutními chorobnými stavy, infekcí močových cest, zvýšenou fyzickou námahou či zvýšenou koncentrací glukózy v krvi.

2.4.5 Glukóza v krvi stanovovaná glukometry

Limitní hodnoty a četnost měření jsou přesně definovány. [13], [14]

2.5 Glukometr

Glukometr je přístroje využívány pro měření aktuální hladiny krevního cukru v krvi. Používá se pro domácí měření, pacienti si podle změřené hodnoty aplikují množství inzulínu. Přístroje pracují na bázi měření glukózy ze vzorku krve, který se vytváří v testovacím proužku díky elektrickému poli. Hodnoty jsou kalibrovány na plazmu pro srovnání s výsledky laboratorních měření.

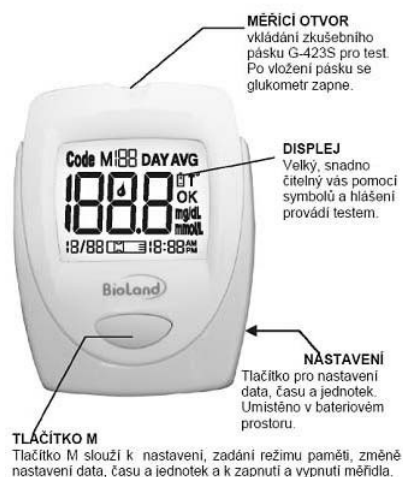
Glukometr G – 423

Využívá se ke sledování hladiny krevního cukru a k napomáhání optimalizace léčebného plánu.

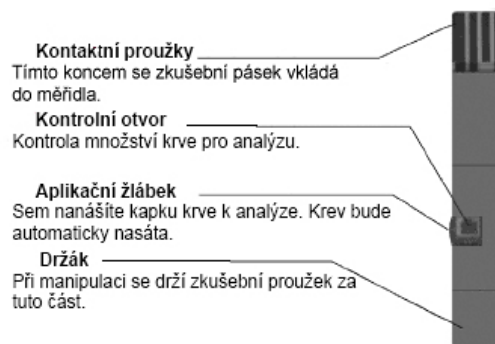
Technické parametry

Amperometrický biosenzor - měření do 10 s, množství krve potřebné pro měření je 2,5 mikrolitru, rozsah měření 1,1 až 33,3 mmol/l. Paměť pro 180 záznamů naměřených hodnot

včetně data a času. Klidová spotřeba je 20 mikroampér, napájení lithiová baterie CR2032, životnost baterie je 1000 testů. Rozměry přístroje jsou 81 x 62 x 19 mm, hmotnost 60g.



Obr.2-2 Glukometr [17]



Obr. 2-3 Testovací proužek [17]

Kapka krve je získána pomocí sterilní odběrové jehličky, ta se pak přiloží na testovací proužek a glukometr pak zahájí odpočítávání. Výsledky testu se zobrazí za 10s. Proces měření je zobrazen na obr. 2-4.



Obr. 2-4 Princip měření hladiny cukru v krvi glukometrem G – 423 [17]

2.6 Monitory glykémie

Jsou schopny kontinuálního měření a poskytují podrobné informace pacientovi a lékaři o vývoji glykémie během dne i v noci. Na rozdíl od běžných glukometrů je stanovena hodnota glykémie z podkožní tkáně (tkáňového moku). Koncentrace krevního cukru je v podkoží o proti hodnotám glykémie v krvi zpožděná, až 2mmol/l, proto se musí na tuto skutečnost přihlížet během vyhodnocování. Na základě výsledků kontinuálního měření glykémie je možné sestrojit umělé beta-buňky, které představují zpětnovazebnou interakci. Sestrojením β buňky by došlo ke značnému pokroku při léčbě cukrovky a diabetes mellitus 1.typu by tak bylo možné vyléčit. Její

funkcí by mělo být rozpoznání glukózy a výrobení inzulínu, avšak dosažení takového cíle zbývá ještě velmi dlouhá cesta.

Monitor glykemie obsahuje elektrodu a registrační zařízení. Pacienti, kteří používají monitory glykemie, musí také občas použít glukometr, který monitory kalibruje. Vytvoření beta - buňky je ve výzkumné fázi.

Měření probíhá po dobu 5-7 dnů a během monitorování nelze senzor odpojit, mohlo by dojít ke zkreslení výsledků. Pacient může přerušit pouze dodávku inzulínové pumpy např. při koupání nebo převlékání. Během 1 hodiny se provede 12 vzorků, čili 288 měření za 24 hod.

1. **Invazivní měření**- spočívá v zavedení senzoru do podkoží nebo do krevního řečiště. Sensory pracují na elektrochemickém principu. Měří elektrický proud mezi elektrodami po dobu několika sekund. Nejnovější typ pracuje bezdrátově.
2. **Neinvazivní měření** - měří hladinu glukózy na povrchu těla, informace je získávána přes kůži.
3. **Semiinvazivní měření** – snímá na povrchu těla, mikrodylatační pumpička je v podkoží a snímána je mezibuněčná tekutina. [15], [24], [25]

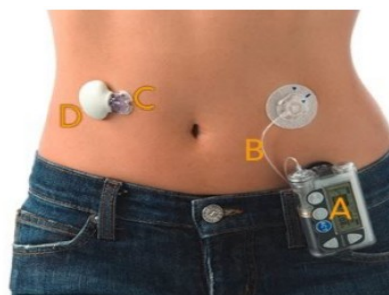
System MiniMed Paradigm[®] Veo[™]

Ve spojení s vysílačem MiniLink a glukózovým senzorem Paradigm Veo monitoruje hladinu glukózy 24 hodin denně a aktualizuje výsledky každých 5 min. Inzulínová pumpa je malá a je tedy možné ji nosit všude (pod oblečením či na opasku), váží přibližně 100 gramů a zásobník inzulínu má maximální kapacitu 1,76 ml (50 jednotek inzulínu/den). Pumpa dávákuje inzulín přes tenkou hadičku a kanylu, která je zavedena do podkoží. Samotné monitorování je prováděno pomocí glukózového senzoru, čím je umožněno kontinuálně sledovat hladinu glukózy. Data se průběžně posílají do vysílače MiniLink, z něj jsou vyslány hodnoty do inzulínové pumpy pomocí radiofrekvence. Přístroj umožňuje nastavení alarmu. Nejvyšší hranicí pro výstrahu hyperglykémie je 22,2 mmol/l a nejnižší pro výstrahu hypoglykémie je 2,2 mmol/l, nastavení je upraveno potřebám pacienta. Monitory glykemie obsahují glukózový senzor, to je tenká elektroda nošená po dobu maximálně třech dní. Zavádí se do kůže pomocí automatického zavaděče Sen – serter. Jeho funkcí je měření hladiny glukózy v mezibuněčné tekutině.

Aby bylo monitorování glukózy účinné, musí se provést měření glukózy glukometrem 4x denně a provést kalibraci zařízení. Pacient si dělá záznamy o jídle, inzulínu a fyzické aktivitě.



Obr. 2-5 Systém MiniMed Paradigm® Veo™ [18]



Obr. 2-6 Propojení jednotlivých komponentů [24]

Na obrázku 2-6 je možné vidět propojení jednotlivých komponentů. A představuje inzulínovou pumpu. B je tenká hadička s kanylou, je v podkoží a dávákuje inzulín. C zobrazuje glukózový senzor Veo, sleduje hladinu glukózy v krvi po dobu 5-7 dnů. D je vysílač MiniLink™, z něj se hodnoty posílají do inzulínové pumpy pomocí bezdrátové technologie, přes rádiové frekvence.

Výhody Systém MiniMed Paradigm® Veo™

Hlavní výhodou je intuitivní navigace a jednoduché instrukce, což je vhodné i pro začátečníky. Kontroluje aktivní inzulín v těle, upozorňuje, když se hladina glukózy blíží k předem stanoveným limitům jak vysokým tak nízkým. Zjistí 4x více závažných výkyvů glykémie než glukometr.

Nevýhody Systém MiniMed Paradigm® Veo™

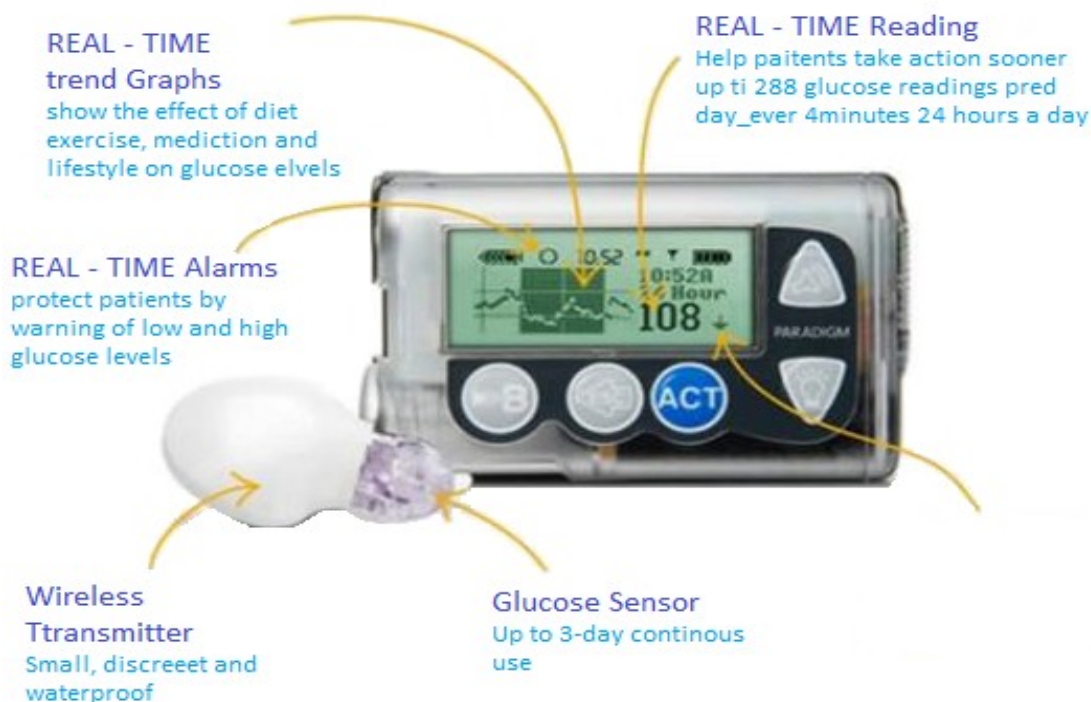
Inzulínová pumpa je voděodolná, ale vydrží pouze náhodné namočení (postříkání) a není možné se s ní koupat. Musí být kalibrována minimálně po 12 hodinách. To je zajištěno vložením hodnoty naměřené glukometrem do inzulínové pumpy.

Terapeutický Software CareLink™

Software pracuje pomocí USB, kdy jsou data stahována z inzulínové pumpy a kontinuálního monitoru do software CareLink Personal. Pacienti i lékaři získají větší kontrolu nad účinky inzulínu, sacharidů a fyzické aktivity na svou hladinu glukózy v krvi. Na základě výsledných grafů a tabulek, lze zpozorovat kolísání hodnot glykémie a pochopit tak vliv jednotlivých faktorů na onemocnění. Využívá se pro účinnější léčbu, možnost spolupráce s ošetřujícím týmem.

Guardian REAL-Time

Je to nejnovější zařízení, které slouží k 24 hodinovému monitorování glukózy. Na displeji se zobrazuje graf, který představuje průběh koncentrace hladiny glukózy v průběhu celého dne. Nastavují se tři druhy výstrah, podle závažnosti onemocnění. Jednou z nich je předvídaná výstraha. Varování před dosažením limitu, upozornění na rychlé změny a hypoglykemická nebo hyperglykemická výstraha, upozorňuje na dosaženou hranici glukózy.



Obr.2-7 Systém Guardian REAL-Time [18]

Další typ je např. DexCom TM SEVEN PLUS od firmy DexCom a nebo FreeStyle Navigator od firmy Abbott, který se v ČR používá jen na specializovaných pracovištích. [15], [18], [24], [25]



Obr. 2-8 DexCom TM SEVEN PLUS [15]



Obr. 2-9 FreeStyle Navigator [15]

2.7 Glykemický index

Tato bezrozměrná veličina udává účinek příslušné potraviny na hladiny glukózy v krvi ve srovnání s referenční potravinou tj. glukózou samotnou. GI je vyjádřen jako plocha pod křivkou po požití dané potraviny. Čím vyšší je GI, tím více stoupá hladina cukru v krvi. Jde tedy o to, jak rychle lze získat z dané potraviny glukózu. Takže potraviny s vysokým GI zvyšují glykemii a potraviny s nižším GI udržují stabilitu glykemie a nezatěžují tolik organismus. Pro zajímavost nevyšší GI má pivo 103 a nejméně má umělé sladidlo Xylitol 8. Z přírodních produktů má nejnižší glykemický index brokolice 10. [10], [11], [12]

3 Druhy biosignálu a práce s nimi

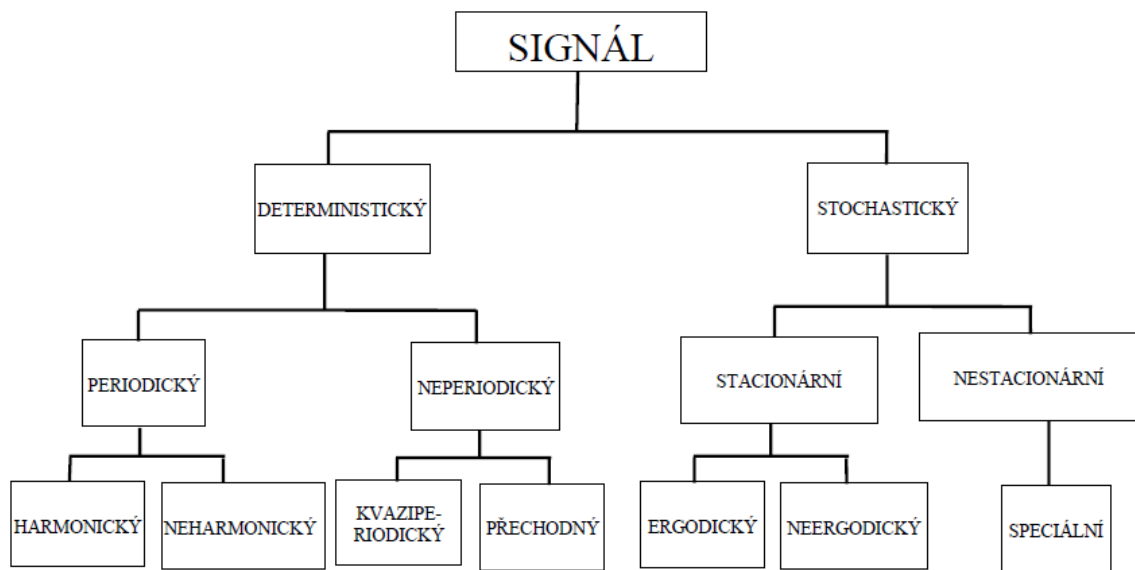
3.1 Signál

Signál je fyzikální vyjádření zprávy. Informace je část zprávy, která přináší příjemci této zprávy nové poznatky. Nositelem informace mohou být pouze ty signály, jejichž časový průběh nelze na straně příjemce signálu přesně predikovat. [1]

Signály obecně zprostředkovávají informaci o stavu chování nebo fyzikálních systémů a často jsou syntetizovány za účelem výměny informací mezi lidmi nebo mezi člověkem a strojem. [1]

Základní vlastností signálu je přenos informace. Vše co může sdělit zprávu je považováno za signál, tedy i kouřové znamení indiánů či pach vnímaný nosem. Signály jsou využívány především k analýze nějakých objektů. Matematicky je signál popsán jako funkce jedné nebo více proměnných. [1], [2]

Klasifikace signálů



Obr. 3-1 Klasifikace signálů (Cohen) [3]

3.2 Biologický signál

Biologický signál nebo jen biosignál je snímán z živého organismu a poskytuje o něm informace, které jsou získány jeho zpracováním. Nejčastěji se měří hodnota napětí $U(V)$, se kterou se pak dále pracuje. Biosignály dělené podle fyzikální podstaty jsou bioelektrické, biomagnetické, bioimpedanční, bioakustické, biomechanické a biochemické. Rozlišení biosignálu je závislé na měřené veličině.

3.2.1 Aktivní

Jde o signály vlastní, generované. Zdrojem energie je biologický objekt (např. EKG). Aktivní biosignály vznikají během transportu iontu buňky přes membránu, vytvoří se tak napětí, které se mění v čase. Elektrické napětí je měřitelné, je – li vysoké výsledné napětí buněk. Vláknata tak jeví stejnou elektrickou aktivitu. Nejvíce využívané elektrody jsou nepolarizovatelné AgCl, to proto, že jsou velice přesné.

3.2.2 Pasivní

Vznikají interakcí vnější energie s biologickým objektem (Ultrazvukový obraz).

3.2.3 Bioelektrické signály

Měření probíhá na membráně dráždivých buněk. Vznikají excitací (vzrušením) buňkových membrán nervových a svalových buněk, které generují akční potenciál. Lidská tkáň je velmi dobrým vodičem, proto je možné použít povrchové elektrody, v některých případech je však vhodnější použít elektrody podpovrchové. Elektrody mohou snímat např. činnost srdce, mozku atd. Důležitou součástí signálu je rozkmit (V) a frekvenční pásmo (Hz).

Bioelektrické signály jsou např. Elektrokardiogram EKG, vektorkardiogram VKG, fetální EKG, VKG, Elektromyogram EMG, Pneumogram PNG, Elektrookulogram EOG, Elektrogastrogram. Na základě vyhodnocení EKG signálu je možné diagnostikovat poruchy srdce.

3.2.4 Biomagnetické signály

Na základě protékajících lokálních proudů dochází ke vzniku magnetického pole a tím vzniká biomagnetický signál. Při měření se používá supravodivý kvantový magnetometr, brání tak vzniku artefaktů. Měření probíhá bezkontaktně, a proto není nutná referenční elektroda.

Přístroje používané magnetické pole jsou např. Magnetokardiogram, Fetální magnetokardiogram, Magnetomyogram, Magnetoencefalogram, Evokovaný magnetoencefalogram, Magneto-okulogram.

3.2.5 Bioimpedanční signály

K tomu, aby bylo možné získat bioimpedanční signál, se používá střídavý proud o desítkách kHz, který je aplikován do těla vyšetřovaného. Proud v těle pacienta vyvolá napětí, které je snímáno. Podle druhu vyšetřované tkáně se určuje velikost střídavého proudu. Pro technickou náročnost se tyto signály nepoužívají.

3.2.6 Biomechanické signály

Jsou to mechanické projevy biologických systémů. Patří zde měření polohové výchylky, rychlosti, průtoku atd. Jeden z nejčastějších biomechanických signálů, který se měří, je krevní tlak. Nejvyšší hodnotu TK lze zaznamenat v pravé srdeční komoře a v artériích. Dále se měří srdeční výdej, to je množství krve, které jedna komora přečerpá za minutu. Lze jej vypočítat

jako systolický objem násobený srdeční frekvencí. Měření srdečního výdeje je prováděno invazivně. Velký důraz se klade na přesnost.

3.2.7 Bioakustické signály

Za bioakustické signály jsou považovány srdeční ozvy. Měření probíhá vyšetřením fonendoskopem či mikrofonom. Frekvenční rozsah signálu je 5 – 2000 Hz.

3.2.8 Biochemické signály

Slouží k hodnocení koncentrací látek a o pH organismu. Zjišťuje se množství kyslíku v krvi. Metoda, která se zabývá tímto měřením, se nazývá oxymetrie. Kyslík je fyzikálně rozpouštěn v krevní plazmě a chemicky vázán na hemoglobin. Množství kyslíku přenášeného krví fyzikálně je přímo úměrné parciálnímu tlaku kyslíku v krvi. Nejvyšší je v artériích a nejnižší v žilní krvi.

3.2.9 Ostatní biologické signály

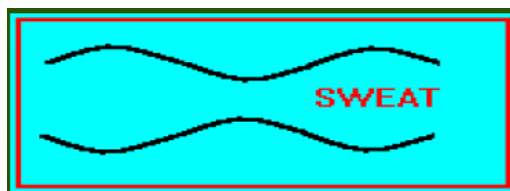
Mezi ostatní biologické signály se řadí kontaktní i bezkontaktní měření teploty nebo měření teploty termografickou kamerou. Při kontaktním měření se používají rtuťové teploměry nebo elektronické teploměry s negastory. Bezkontaktní teploměry pracují na základě infračerveného záření. [3],[5],[6]

3.3 Artefakty

Během měření biologických signálů mohou vznikat nežádoucí signály. Artefakty nemají fyziologický původ. Mohou vznikat artefakty technické a artefakty biologické.

3.3.1 Technické artefakty

Obvykle bývají způsobeny nedostatečnou fixací elektrody na pokožce. Spojitost mezi kůží a elektrodou zajišťuje dostatečné množství vodivého gelu. Objevují se elektrostatických potenciálů, které signál narušují. Dalším technickým artefaktem může být rušení elektrorozvodnou sítí, např. elektromagnetickou indukcí, eliminují se filtrací. I zapínání a vypínání spotřebiče může vyvolat rušivé signály. Při měření biomagnetických signálů se mohou projevovat rušivá elektromagnetická pole. U analogových obvodů dochází ke vzniku šumu.



Obr.3-2 Pohyb elektrody v důsledku pocení [19]

3.3.2 Biologické artefakty

V signálu se objeví rušení při změně koncentrace iontů na rozhraní elektroda – elektrolyt. To zavíní změnu půlčlankového potenciálu. Změna bývá vyvolána vzájemným vlivem orgánů.

3.4 Zpracování biologických signálů

Nejprve je důležité signál z pacienta sejmut v co nejlepší kvalitě. Pro snímání signálu se používají senzory a jejich funkcí plní elektrody a měniče. Měniče slouží ke snímání neelektrických biologických signálů a dělí se podle energetického impulsu, tedy na mechanoelektrické, fotoelektrické, termoelektrické, radioelektrické. Měniče musí splňovat potřebné vlastnosti pro jejich použití, a to citlivost, přesnost, rozsah, cenu atd. Snímače nesmí ovlivňovat tkáň, se kterou přijdou do kontaktu. Dobře sejmutý signál je pak dále zesílen a elektricky upraven. Zesilovač zesílí signál na požadovanou úroveň k jeho zpracování a odstranění rušivých složek. Pak následuje digitalizace signálu pomocí A/D převodníku, spojitý signál se převádí do číslicové formy. Spojitá forma signálu je vzorkována. Čím kratší je časový interval, tím je vyšší vzorkovací frekvence a signál se tak blíží svému původnímu tvaru. Nakonec následuje záznam signálu, krátkodobý nebo dlouhodobý. [8]

4 Měření a digitalizace biosignálu

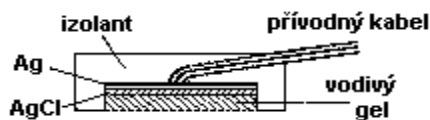
4.1 Měření biologického signálu

Měření biosignálu je prováděno elektrodami AgCl. Snímání signálu je důležitým krokem pro zpracování signálu. Aby signál mohl být dále zpracováván, musí mít dostatečnou kvalitu.

Elektrody

Slouží ke spojení těla s měřicím zařízením. Podle reakce s vodivým prostředím se dělí na polarizovatelné a nepolarizovatelné, podle velikosti na malé a velké a podle umístění na povrchové a hloubkové.

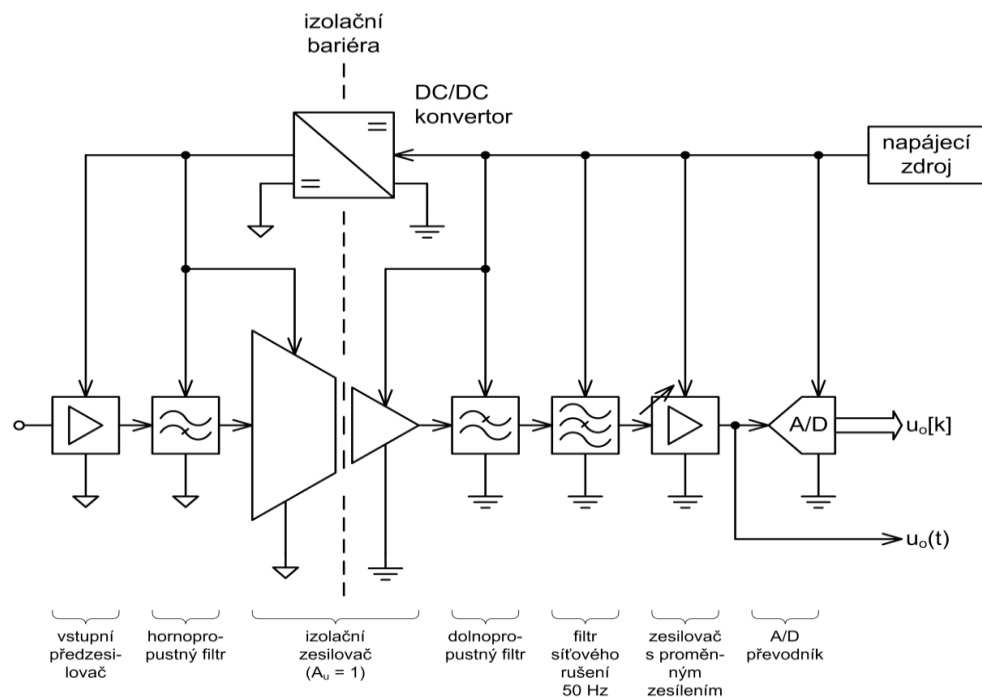
1. Polarizovatelné – měření není zcela přesné, protože elektrodové napětí je proměnlivé. Při průchodu proudu se mění elektrodový potenciál příčinou je koncentrační nebo chemické polarizace. Při koncentrační polarizace se mění koncentrace iontů okolo elektrody. U chemické polarizace se na povrchu elektrod vylučují plyny. Polarizovatelné elektrody jsou vyrobené ze vzácných kovů
2. Nepolarizovatelné – přesnější než polarizovatelné. Nejčastěji AgCl. Elektrodový potenciál závisí na intenzitě proudu, ploše elektrody a iontové síle prostředí.
3. Mikroelektrody – pro měření jednotlivých buněk, jsou vyráběny ze skla.
4. Makroelektrody
 - Povrchové – kožní, jsou to kovové destičky různého tvaru a velikosti. Kontaktním prostředím je vodivý gel.
 - Podpovrchové – vpichové, pro snímání svalových biopotenciálů nebo pro dlouhodobé snímání mozkových či srdečních tkání



Obr.4-1 Povrchová elektroda [19]

Kromě elektrod se používají pro snímání i termočidla, čidla tlaku, videokamer či ultrazvukové sondy.

Analogové předzpracování signálu Složení signálového řetězce je zobrazeno na obr. 3-2. Díky úpravě signálu je možné vyhodnotit informační obsah a jed dále zpracovává pro zobrazení, přenos a záznam.

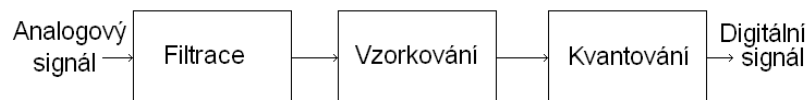


Obr.4-2 Blokové schéma signálového řetězce pro analogové předzpracování signálu. [5]

- Vstupní předzesilovač** – jeho součástí je diferenční vstup, jehož funkcí je potlačování souhlasného rušivého napětí. Musí mít velmi vysoký vstupní odpor. Obsahuje přístrojový zesilovač.
- Hornopropustný filtr** – jeho funkcí je odfiltrovat stejnosměrné složky a odfiltrování velmi nízkých frekvencí.
- Izolační zesilovač** – galvanické oddělení vstupní a výstupní části signálového řetězce, vzniká tak izolační bariéra. Jeho hlavní prací je ochrana pacienta a také chrání obvody na svém výstupu a brání přenosu rušivých signálů.
- Dolnopro-pustný filtr** – umísťuje se za galvanické oddělení a v blízkosti A/D převodníku. Odfiltrovává vysoké frekvence. Frekvenční pásmo je max do 300Hz. Kromě filtrace vysokých frekvencí brání DPF aliasingu při vzorkování.
- Notch filtr** – filtr síťového rušení je filtr typu pásmová zadrž. Filtruje frekvenci 50Hz.
- Zesilovač s proměnným zesílením** – provádí největší zesílení celého řetězce, nastavuje se dle potřeby. [5]

4.2 Digitalizace biosignálu

Ke zpracování biosignálu se používají v dnešní době počítače, proto je nutné na vstupu zpracovat analogovým způsobem signál a poté jej digitalizovat, tedy převést spojitý signál na digitální. Pro digitalizaci biologického signálu se používá A/D převodník.



Obr. 4-3 Analogově digitální převodník [23]

Převod signálu se provádí ve dvou krocích, nejprve se signál vzorkuje, tzn. že získává sled úzkých impulsů a druhý krok je kvantování, to je převod na číslcový tvar, přiřazuje jednotlivým vzorkům datové slovo, tedy diskrétní hodnotu. K minimalizaci ztráty dat je nutné nastavit dostatečně velkou vzorkovací frekvenci a malý kvantizační krok.

Vzorkování závisí na rychlosti, se kterou se signál mění. Vzorkovací frekvence je dána Shanonovým - Kotelníkovým teorémem a znamená to, že frekvence musí být minimálně dvojnásobně větší, než jsou nejvyšší složky ve spektru signálu.

$$f_s > 2f_a$$

Kde f_s je vzorkovací kmitočet a f_a je nejvyšší kmitočet harmonické složky signálu. V případě, že nedojde k dodržení této podmínky, nastane aliasing, tedy k překrytí spekter. Aby k tomu nedošlo, používají se antialiasingové filtry.

Kvantováním se převádí spojité hodnoty na diskrétní. Vyjadřuje přesnost, se kterou se čte úroveň signálu na čidle, závisí na rozsahu, ve kterém si signál mění.

Rychlost vzorkování vyplývá z nejkratší doby převodu. Což je doba, která uplyne od okamžiku, kdy je na vstup převodníku přiveden signál, do doby, že na výstupu bude datové slovo. Čím je vyšší rozlišovací schopnost, tím je nižší rychlost převodu. Rozlišovací schopnost se rovná kvantizačnímu kroku Q . [20], [21], [22], [23]

4.2.1 Typy A/D převodníků

A/D převodníky dělíme podle činnosti na synchronní a asynchronní. Synchronní převodníky převádí signál v určitém počtu kroků, které pracují synchronně s hodinovým impulsem. Asynchronní pracují také v několika krocích, ale doba trvání závisí na časové odezvě jednotlivých obvodů převodníku a na jejich zpoždění.

Podle vstupního signálu se dělí na přímé a nepřímé. Přímé převodníky přímou metodou, kdežto nepřímé převodníky vstupní analogový signál nejprve určitým obvodem na jinou analogovou veličinu a dalším na výstupní datové slovo.

Paralelní A/D převodníky jsou nejrychlejší a nejjednodušší. Na vstupy soustavy napěťových komparátorů je přiváděno vstupní napětí. Toto napětí se porovnává s určitým referenčním napětím U_{refi} a překlápí výstup komparátorů v případě, že $U_{vst} \geq U_{refi}$. Na výstupu tak bude datové slovo.

A/D převodník s postupnou aproximací pracuje postupně od nejvyššího bitu k nižšímu metodou půlení intervalu po krocích, kdy počet kroků je roven počtu bitů datového slova na výstupu. Po celou dobu převodu se vstupní napětí nesmí měnit, což je zajištěno jednoduchým vzorkovacím obvodem.

A/D převodník s dvojitou integrací je nepřímý typ převodníku. Vstupní napětí je nejdříve převedeno na dobu trvání určitého elektrického signálu. Jeho velikost se určuje podle hodnoty slova v čítači. Tento převodník má malou rychlost převodu, je přesný a jednoduchý. Zdrojem nepřesností bývá nedokonalost spínacích vlastností, nepřesnost zdroje referenčního napětí a nelinearita integračního obvodu.

A/D převodníky typu sigma – delta. Základ převodníku tvoří integrátor a komparátor, ten generuje sled pulzů. Střední hodnota těchto pulzů za určitý interval odpovídá vstupnímu napětí. Střední hodnota se vytváří v číslicovém filtru. [23]

Tab.4 - 1 Parametry A/D převodníků [23]

Typ	Rozlišení [bit]	Rychlost převodu [Hz]
Paralelní	6 ... 10	$10^7 \dots 3 \times 10^9$
Aproximační	8 ... 16	$3 \times 10^4 \dots 3 \times 10^6$
Integrační	10 ... 27	$10^{-1} \dots 10^3$
Sigma - delta	16 ... 24	$10^1 \dots 10^5$

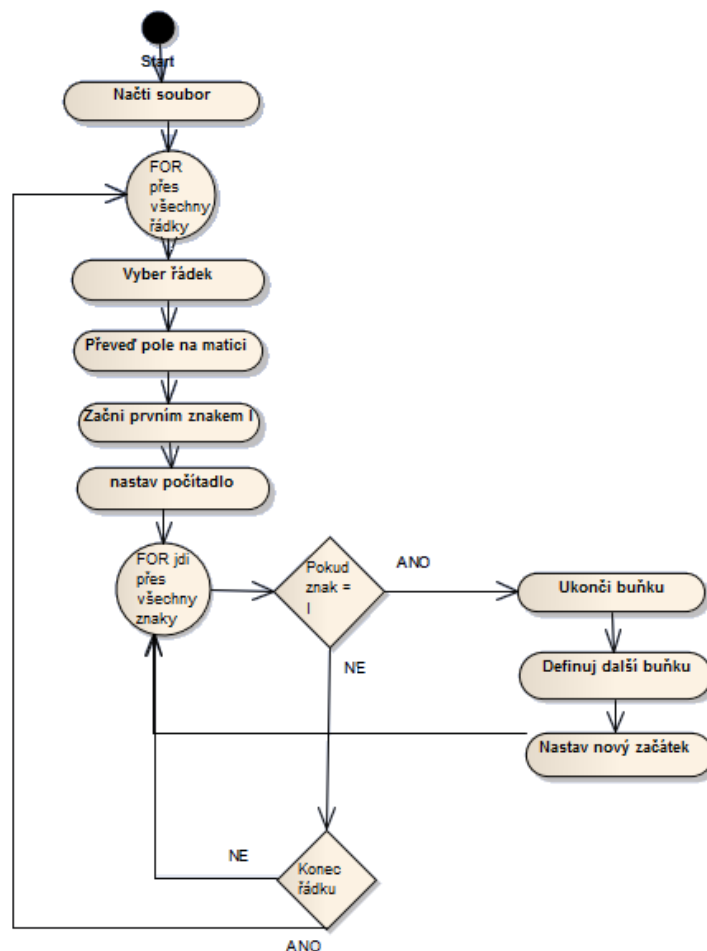
Dalším důležitým parametrem A/D převodníků je vzorkovací rychlost, obvykle 1 až 1000 kHz. Rozsah vstupního napětí bývá od 0 do $+U_{ef}$ nebo $\pm U_{ref}$. U_{ref} je interní nebo externí referenční napětí obvykle 1,2 V, 2,5 V a 5V. Napájecí napětí je buď jedno (+5V) nebo dvě (např. +5 až 12V). Dalším parametrem je počet vstupních kanálů analogové veličiny (1,2,4 a 8), ty jsou multiplexovány na jeden A/D převodník. Výstupní rozhraní jsou paralelní nebo sériové. [23]

5 Import dat

Pro navržení software byla naměřená skutečná data pacientů, která jsem importovala do programu MATLAB. Data jsem převedla z programu MiniMed do textové podoby a uložila do poznámkového bloku. V programu MATLAB jsem vybrala možnost file, import data a pacienta, u kterého jsem chtěla udělat analýzu naměřených dat. Ve Workspace se pak objevil soubor se jménem pacienta, který jsem pojmenovala univerzálním názvem DATA. Po otevření jsem zjistila, že jsou data nepřehledná a je tedy nutné je upravit. Vytvořila jsem nový m-file s názvem `rozbor_dat` a implementovala do něj algoritmus viz. obr. 4-1.

Algoritmus detekuje znak I, který rozděluje jednotlivá data mezi sebou a na základě rozpoznání tohoto znaku, jsou vytvářeny jednotlivé buňky matice.

Algoritmus pro import dat



Obr. 5 -1. Algoritmus pro import dat

6 Vyhodnocení a realizace softwaru

Navržený software, jehož design je zobrazen na obr. 6-1, vyhodnocuje data změřená přístrojem pro kontinuální monitoring glykemie od firmy MiniMed. Software se spustí stisknutím tlačítka Výběr. Jeho aktivací se objeví menu (listbox) s nabídkou pacientů, kde je možné zvolit pacienta, pro kterého se provede analýza. Pomocí naprogramovaného popup menu se musí určit den, který se má zobrazit. Popup menu je nastaveno tak, aby načítalo počet dnů, který je automaticky generován pro každého pacienta. To proto, že měření testovaných lidí probíhalo různou dobu. Po výběru dne se objeví msgbox s poznámkou, že jsou data načtená a je tedy možné s nimi dále pracovat.

Stisknutím tlačítka Test 1 se vykreslí první graf a zároveň se zobrazí v pravém dolním panelu maximální hodnota a minimální hodnota, pak medián, který dělí změřená data na 2 části (50 % prvků) a představuje hodnotu, která se nachází přesně uprostřed souboru. A ještě se vypíše střední hodnota, která odpovídá hodnotě průměrné viz. Obr. 6 – 2. Po stisknutí tlačítka Test 2 se vykreslí graf druhý obr. 6-3. Vložení kurzoru do grafu je možné aktivací pushbuttonu jménem Kurzor. V horní části GUI (Graphical User Interface) jsou ikony pro přiblížení a oddálení grafu (např. přiblížení nadefinovaného bodu) a pomocí ikony „ruka“ je možné s grafem pohybovat.

6.1 Návrh softwaru

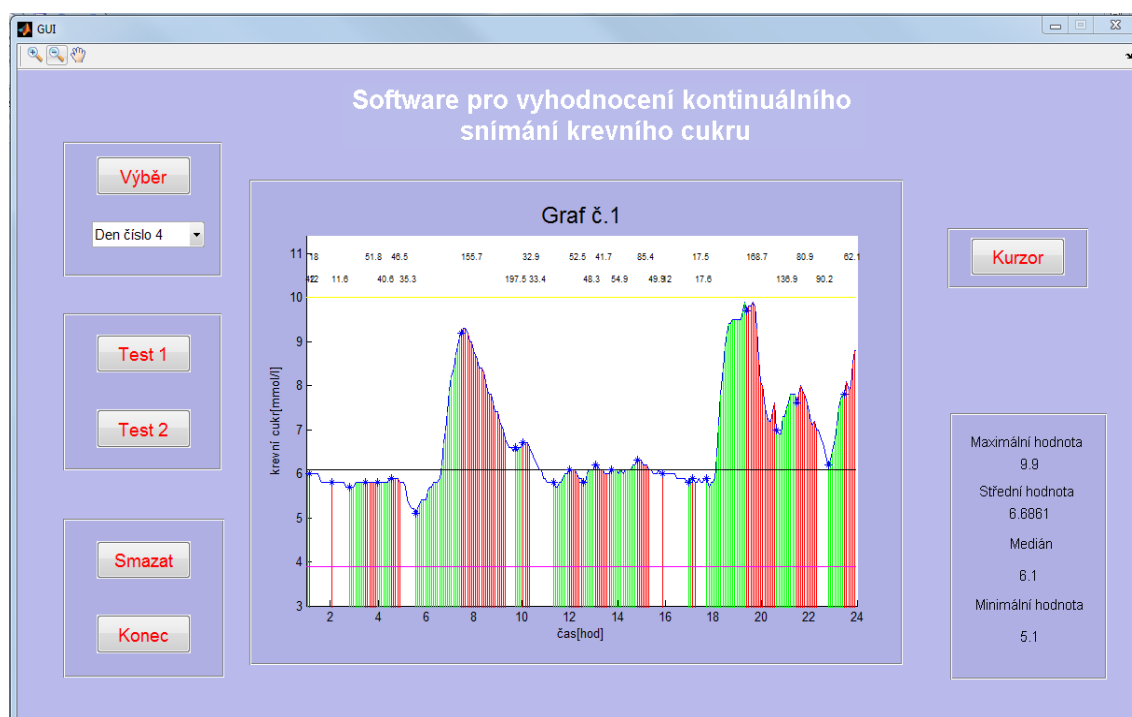


Obr. 6 -1 Software pro vyhodnocení kontinuálního snímání krevního cukru

V grafu obr. (6-2) a (6-3) je vykreslena křivka modré barvy charakterizující naměřené hodnoty. Vodorovné čáry barvy žluté a fialové vyznačují fyziologické hranice, které jsou dány standardem. Svislé čáry barvy zelené a červené vykreslují plochy pod křivkou. Na základě vyznačení těchto ploch by pak bylo možné určit hodnotu glykemického indexu dané potravin na hladinu krevního cukru pacienta. Při realizaci programu byl poskytnut algoritmus, který využívá waveletovy transformace, které zajišťují detekci bodů na křivce grafu. Znázorněny jsou v grafu modrou hvězdičkou, jejich funkcí je najít extrémy. V prvním grafu obr. 6-2 je plocha pod křivkou počítána od počáteční hodnoty. Zelená svislá čára představuje nárůst koncentrace glukózy a pacient přijímá potravu. Červená svislá čára vykresluje plochu od vrcholu křivky, tedy od maximální hodnoty po počáteční hodnotu a představuje proces trávení. Ukončení počítání plochy zobrazující trávení je závislé na třech podmínkách. První podmínka je, že počítání je ukončeno, když hodnota glykemie začne stoupat. Druhá podmínka je taková, že se počítání zastaví po dvou hodinách, což odpovídá době trávení a za třetí skončí navrácením do počáteční hodnoty. V grafu č. 2 je to podobné. Rozdíl je však ten, že plocha se začne vykreslovat od doby, kdy se koncentrace glukózy zvyšuje. Zastavení počítání závisí tak jako v grafu č. 1 na třech podmínkách. První dvě podmínky jsou stejné, ale při třetí se počítání ukončí, když se hodnota dostane na aktuální hodnotu, tedy na hodnotu, kdy koncentrace glukózy vzrůstala.

6.2 Graf č.1

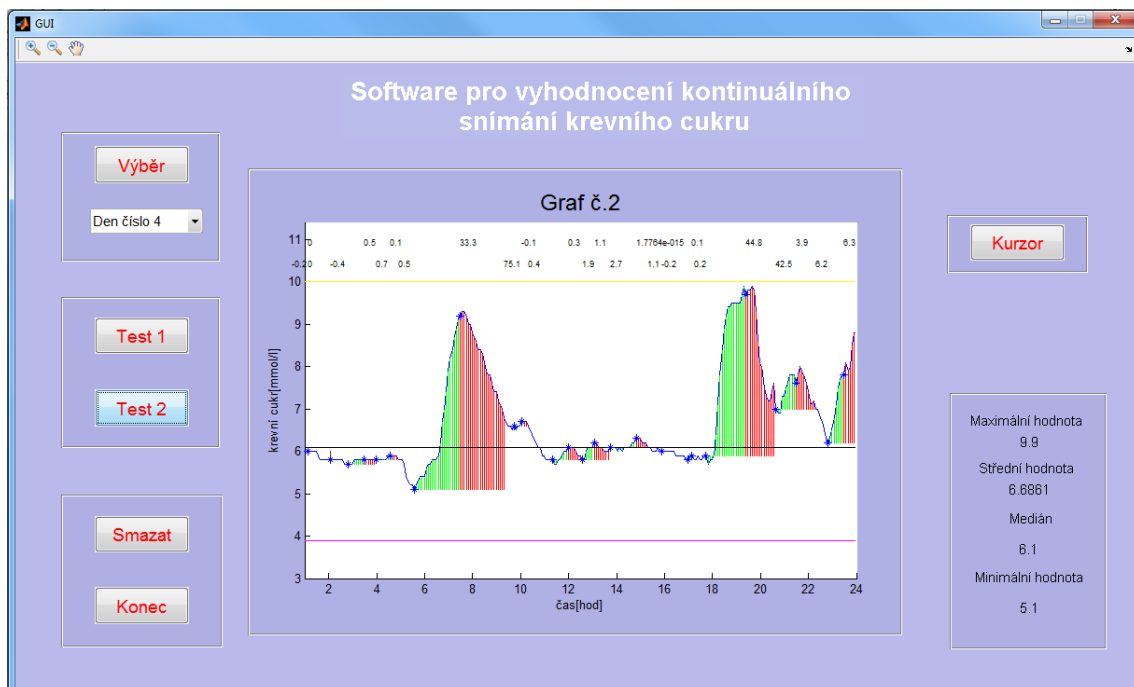
Zde je plocha pod křivkou vykreslována od počáteční hodnoty.



Graf 6-2 Vykreslení plochy od počáteční hodnoty

6.3 Graf č. 2

V tomto grafu je počítána plocha pod křivkou od aktuální hodnoty. Tedy od doby, kdy pacientovi začala stoupat koncentrace glukózy.



Obr. 6-3 Vykreslení plochy od aktuální hodnoty

7 Testování software

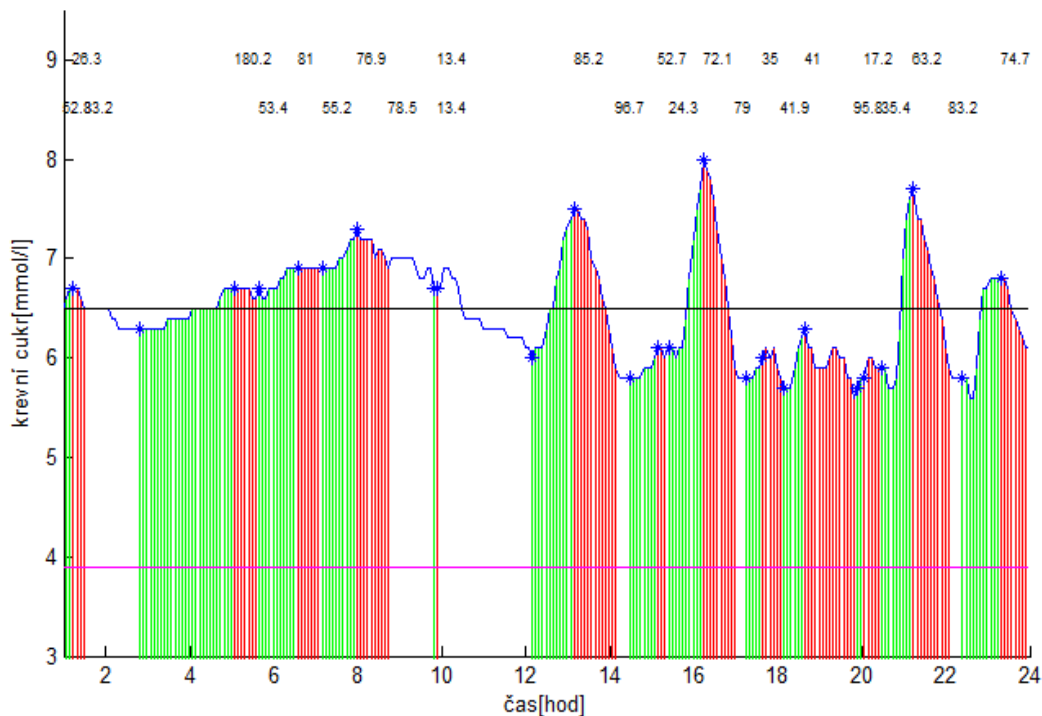
Pro testování software byli vybráni celkem 3 pacienti a u každého byl zvolen vždy jeden den a postupně byly zobrazovány grafy. Testování spočívalo v ověření správnosti vykreslování ploch podle nastavených pravidel.

Pacient č. 1

Na obr. 7-1 je zobrazen první graf, který vykresluje plochy od počáteční hodnoty. Zde je názorná ukázka toho, že plochy jsou počítány přesně podle stanových podmínek viz. kapitola 6. V době od 17 do 18 hodiny se uplatnila první podmínka, kdy se vykreslení ploch zastavilo, tím že hladina glukózy začala stoupat. Zhruba od sedmé do deváté hodiny lze zaznamenat pravidlo třetí, kdy je vykreslování ukončeno dosažením počáteční hodnoty.

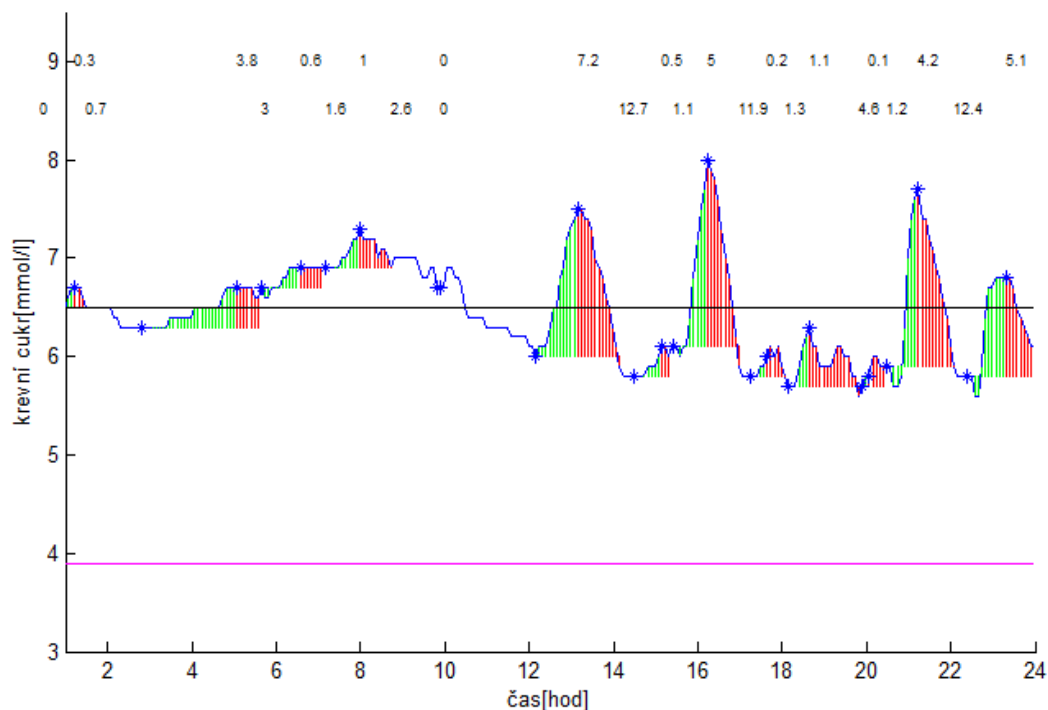
Na obr. 7-2 jsou plochy počítány od hodnoty aktuální. A třetí podmínka je tedy odlišná. Lze ji zaznamenat v době od 7-9hod. Počítání se ukončilo poklesem na hodnotu aktuální. Podmínka, která stanovuje ukončení vykreslování plochy po 2 hodinách, se v tomto případě neuplatnila.

Graf č.1



Obr. 7-1 Vykreslení grafu č. 1 – pacienta č. 1

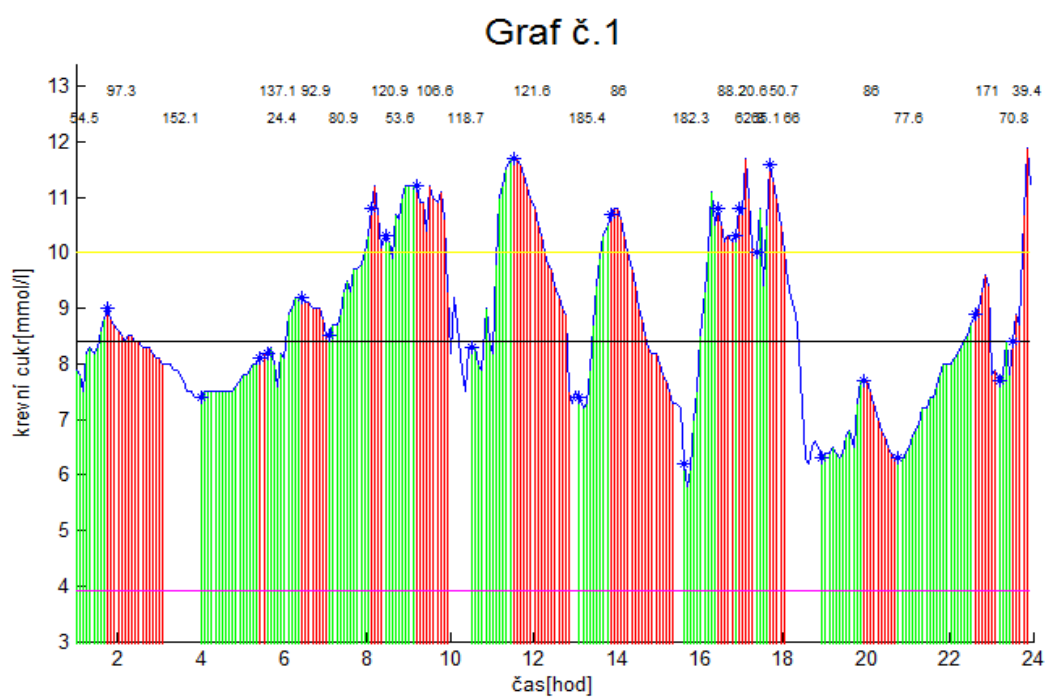
Graf č.2



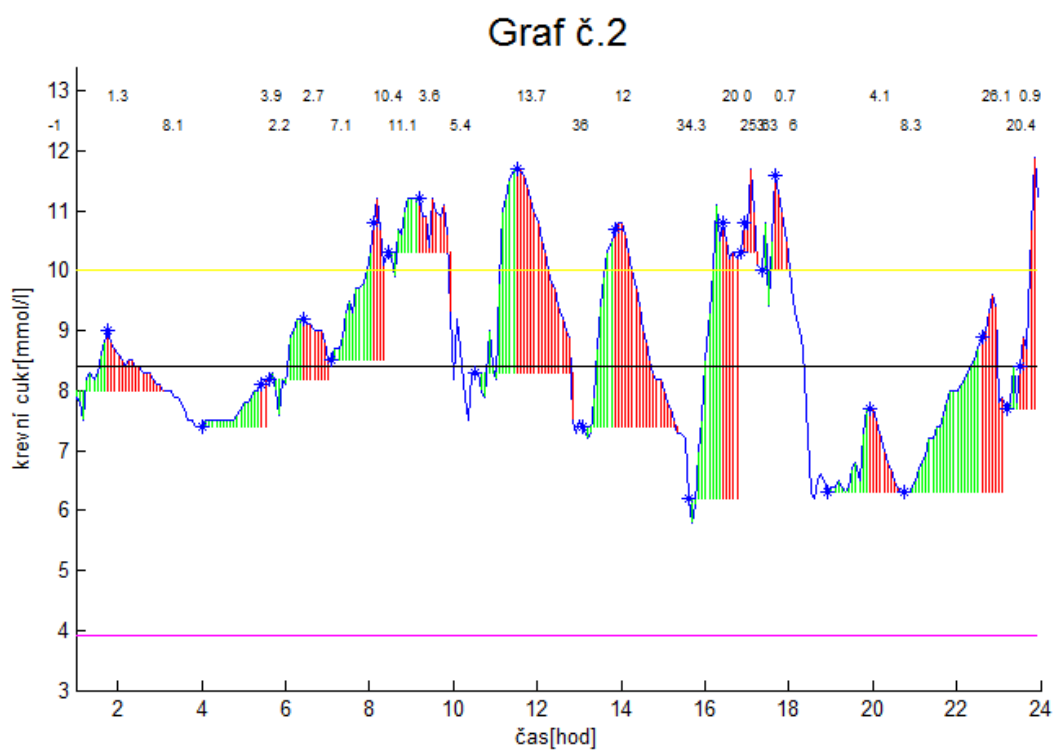
Obr. 7-2 Vykreslení grafu č. 2 – pacient č. 1

Pacient č.2

Na obrázku (7-3) a (7-4) je vykreslování ploch také podle nadefinovaných podmínek. V prvním grafu obr. 7-3 začalo počítání plochy ve čtvrté ranní hodině a v páté hodině ranní se ukončilo a to nárůstem hladiny glukózy v krvi. O půl deváté ráno hladina glukózy opět stoupla, proto bylo započato vykreslování a v deset hodin bylo zastaveno. V případě prvního grafu obr. 7-3 se vykreslování ploch zastavilo dosažením počáteční hodnoty a v případě druhého grafu obr. 7-4 dosažením aktuální hodnoty. Opět zde nebyla použita podmínka, která zastavuje vykreslování po 2 hodinách, stejně jako u pacienta č. 1.



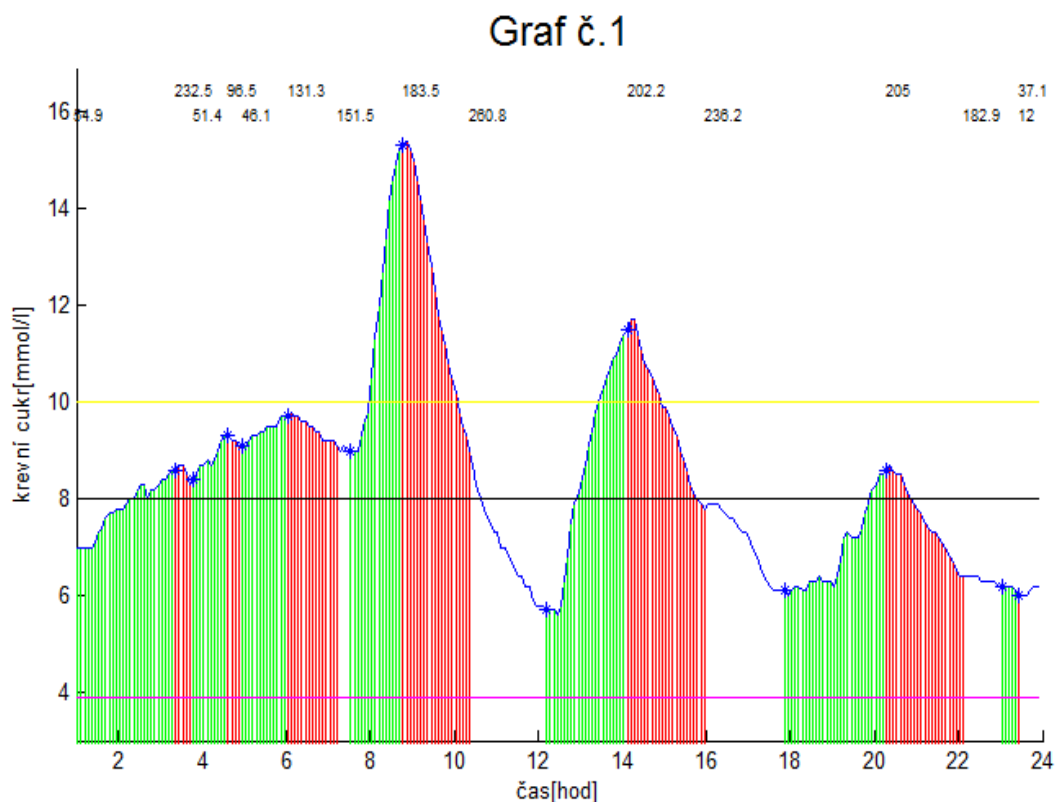
Obr. 7-3 Vykreslení grafu č. 1 – pacient č. 2



Obr. 7-4 Vykreslení grafu č. 2 – pacient č. 2

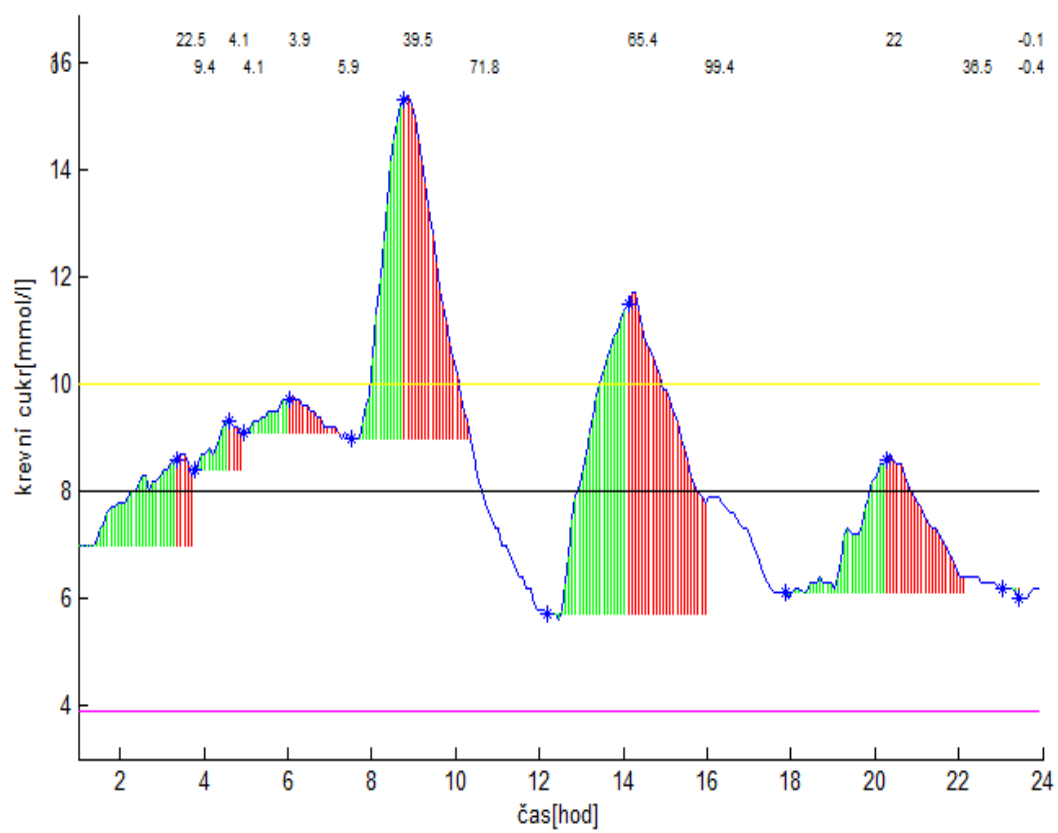
Pacient č. 3

I v tomto případě počítání plochy pod křivkou na obrázku (7-5) a (7-6) funguje správně. Přibližně od půl 4 ráno začalo počítání plochy a ukončeno bylo asi v 5 hodin, kdy hladina glukózy opět začala vzrůstat. Hned 2x zde byla využita podmínka, která zastavuje počítání plochy pod křivkou po dvou hodinách a to v době 12 – 16 hod a 18 - 22 hod. Počítání plochy, která začala být vykreslována asi v 7 hodin ráno, se ukončilo po 10 hodině, kdy v případě prvního grafu klesla na počáteční hodnotu a v grafu č.2 na hodnotu aktuální.



Obr. 7-5 Vykreslení grafu č. 1 – pacient č. 3

Graf č.2



Obr. 7-6 Vykreslení grafu č. 2 – pacient č. 3

8 Závěr

Cílem bakalářské práce bylo programování software pro vyhodnocení kontinuálního snímání krevního cukru. Pro zpracování bakalářské práce jsem použila program MATLAB. Nejprve jsem importovala data, poté navrhla software v GUI (Graphical User Interface), dále následovalo programování software a jeho testování.

Jako první jsem tedy provedla import naměřených dat. Tato data byla změřena na 14 pacientech. Snímání koncentrace glukózy probíhalo 24 hodin denně a záznam hodnoty se prováděl každých 5 minut. Jeden den, tedy obsahoval 288 měření. Doba snímání nebyla u všech pacientů stejná, proto jsem vytvořila v MATLABU kód, který automaticky nastavoval počet dnů pro každého pacienta zvlášť.

Dalším úkolem bylo navrhnout GUI. Na plochu tohoto grafického rozhraní jsem rozmístila jednotlivá tlačítka, která slouží pro ovládání software a pole axes, do kterého se vykresluje graf. Graf první viz.obrázek (6-2) se zobrazí stisknutím tlačítka Test1 a graf druhý viz.obrázek(6-3) se vykreslí aktivací tlačítka Test2. Program jsem navrhla tak, aby byl přehledný a především snadný na ovládání.

Software zobrazuje graf, jehož průběh křivky odpovídá hodnotám koncentrace glukózy v krvi během jednoho celého dne. Z grafu je čitelný nárůst a pokles hladiny krevního cukru v závislosti na příjmu potravy či fyzické aktivity. Vykreslení plochy pod křivkou je závislé na počítání těchto ploch. V případě prvního grafu je započato vykreslování v počáteční hodnotě, tedy nulové hodnotě. K ukončení dojde podle nastavených podmínek. A to když hladina glukózy začne znovu stoupat, nebo po dvou hodinách, což je doba trávení, anebo když klesne na hodnotu, ze které bylo počítání započato, tedy na počáteční hodnotu. Vykreslování ploch ve druhém grafu viz. obr. 6-2 je zahájeno při hodnotě, kdy pacientovi začala koncentrace glukózy v krvi stoupat, tedy od aktuální hodnoty. Ukončení závisí také na třech podmínkách. Počítání se zastaví, když hladina cukru začne stoupat, pak také po dvou hodinách jako to je v grafu prvním, anebo dosažením hodnoty, ze které bylo počítání započato, tedy aktuální hodnoty.

K software byl poskytnut algoritmus pro detekci jednotlivých bodů křivky programu MATLAB, který používá waveletovy transformace, což jsou matematické metody. Tyto body označují v grafu extrémy, tedy logické maxima a minima. Grafy slouží pouze pro experimentální posouzení a na základě ploch vykreslovaných pod křivkou by v budoucnu bylo možné určit hodnotu glykemického indexu příslušné potravy, pro daného pacienta. To by znamenalo značné zlepšení v léčbě diabetu, protože by bylo možné stanovit léčebnou dietu, která by nejvíce vyhovovala potřebám pacienta. Výsledkem by bylo snížení kolísání hladiny glukózy v krvi pacienta a tím pádem menší zátěž pro organismus. Tento software byl navržen na požadavky výzkumného pracoviště.

9 Literatura

- [1] NEVŘIVA Pavel. Analýza signálů a soustav. BEN – technická literatura, Praha 2000. ISBN 80 – 7300 – 004 – 0ů.
- [2] BAHNER, H. Analog & Digital Signal Processing. John – Wiley & Sons,Ltd., 2001. ISBN 0 – 471 – 62354 – 7.
- [3] MOHYLOVÁ, Jitka; KRAJAC, Vladimír. Zpracování signálů v lékařství. Žilina, 2004. 140 s.
- [4] DOŇAR, Bohuslav; ZAPLATÍLEK, Karel. Matlab : Začínáme se signály. Praha: BEN, 2006. 272 s. ISBN 80-7300-200-0.
- [5] PENHAKER, M. et al. Lékařské diagnostické přístroje – učební texty. 1. vydání. Ostrava: 2004. 322 s. ISBN 80-248-0751-3.
- [6] MORNSTEIN, Vojtěch; DVOŘÁK, Jan; MARYŠKOVÁ, Věra. [Www.med.muni.cz](http://www.med.muni.cz) [online]. Brno: Zář 2009 [cit. 2011-01-03]. Přednášky z lékařské přístrojové techniky. Dostupné z WWW: <www.med.muni.cz/biofyz/doc/lec-cs/BiosignalyAMereniTeploty-fin.ppt>.
- [7] NAIDR, Jan P. [Http://www.fm.vse.cz](http://www.fm.vse.cz) [online]. Praha [cit. 2011-01-03]. Microsoft PowerPoint - ZBO - 1. Dostupné z WWW: <<http://www.fm.vse.cz/imz/wp-content/uploads/2009/10/VEH598-08-zbo.pdf>>.
- [8] ŠTĚPÁNOVÁ, Gabriela. Lékařské přístroje. Brno, 2007. 41 s. Učebnicové texty. Pedagogická fakulta Masarykovy univerzity. Dostupné z WWW: <<http://www.ped.muni.cz/wtech/elearning/LEP-text.pdf>>.
- [9] KVAPIL, Milan. [Http://diaplzen.cz](http://diaplzen.cz) [online]. Plzeň [cit. 2011-01-03]. Diaplzen. Dostupné z WWW: <<http://diaplzen.cz/diabetes/diabetes.html>>.
- [10] [Http://www.diacentrum.cz](http://www.diacentrum.cz) [online]. 2005 [cit. 2011-01-03]. Obecný přehled - diacentrum - stránky pro diabetiky. Dostupné z WWW: <http://www.diacentrum.cz/index.php?option=com_content&task=view&id=48&Itemid=59>.
- [11] Jaroslav Rybka, Diabetes mellitus – komplikace a přidružená onemocnění, diagnostické a léčebné postupy, 1. vydání. Praha:2007. ISBN 978 – 80 – 247 – 1671 -8

- [12] ŠTEFÁNEK, Jiří. [Http://www.diacentrum.cz](http://www.diacentrum.cz) [online]. 2008 [cit. 2011-01-03]. Diagnostika cukrovky/Medicína, nemoci, studium na 1. LF UK. Dostupné z WWW: <<http://www.stefajir.cz/index.php?q=diagnostika-cukrovky>>.
- [13] [Http://www.mte.cz/](http://www.mte.cz/) [online]. [cit. 2011-01-03]. Glykovaný hemoglobin HbA1c. Dostupné z WWW: <<http://www.mte.cz/glykovany-hemoglobin-hba1c.htm>>.
- [14] FRIEDECKÝ, Bedřich. Laboratorní diagnostika a sledování stavu diabetes mellitus. Česká společnost klinické biochemie ČLS JEP a Česká diabetologická společnost ČLS JEP [online]. 1.9.2005, [cit. 2011-01-03]. Dostupný z WWW: <http://www.cskb.cz/res/file/kbm/Bio_01_06_54-65_dop.DM.pdf>.
- [15] RSS : Měříme cukrovku VI . In Kontinuální monitoring glykémie [online]. 12.10.2010 [cit. 2011-01-03]. Dostupné z WWW: <<http://cukrovka-ocima-biochemie.blog.cz/1010/merime-cukrovku-vi-kontinualni-monitoring-glykemie>>.
- [16] [Http://www.mte.cz](http://www.mte.cz) [online]. [cit. 2011-01-03]. Inzulín jako lék, vznik a struktura inzulínu - MTE. Dostupné z WWW: <<http://www.mte.cz/inzulin.htm>>.
- [17] HOŠEK, Jiří. [Http://compex.zdravi-cz](http://compex.zdravi-cz). [online]. 2008 [cit. 2011-01-03]. Glukometry - Glukoměry a příslušenství. Dostupné z WWW: <<http://compex.zdravi-cz.eu/glukometry-glukomery.php>>.
- [18] [Http://www.medtronic-diabetes.cz](http://www.medtronic-diabetes.cz) [online]. 2009 [cit. 2011-01-03]. Paradigm Veo – Medtronic - Diabetes in the Czech republic. Dostupné z WWW: <<http://www.medtronic-diabetes.cz/Informace-o-produktech/paradigm-veo/index.html.html>>.
- [19] DVOŘÁK, Jan. Bio(elektrické)signály a jejich zpracování [online]. Brno - Biofyzikální centrum , 2010. 53 s. Studijní materiál. Masarykova univerzita v Brně. Dostupné z WWW: <http://www.med.muni.cz/biofyz/doc/NMgr/bioel_sig.pdf>.
- [20] [Http://ulb.upol.cz/](http://ulb.upol.cz/) [online]. [cit. 2011-01-03]. [Http://ulb.upol.cz/prednasky/ra011/ekg.pdf](http://ulb.upol.cz/prednasky/ra011/ekg.pdf). Dostupné z WWW: <<http://ulb.upol.cz/prednasky/ra011/ekg.pdf>>.
- [21] PANÁČEK, Jiří. Mericí pracoviště pro simulaci a testování převodníku AD a DA [online]. Brno : Vysoké učení technické v Brně, 2010. 78 s. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně. Dostupné z WWW: <http://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=28962>.

- [22] ROMÁNEK, Jakub. Zpracování Biosignálu na PC [online]. Brno : Vysoké učení technické v Brně, 2010. 52 s. Semestrální práce. Vysoké učení technické v Brně. Dostupné z WWW:
<http://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=29997>.
- [23] [Http://home.zcu.cz](http://home.zcu.cz) [online]. [cit. 2011-01-04].
[Http://home.zcu.cz/~msadilek/TCHP1/Materi%C3%BDy/100855881-20a.pdf](http://home.zcu.cz/~msadilek/TCHP1/Materi%C3%BDy/100855881-20a.pdf). Dostupné z WWW: <<http://home.zcu.cz/~msadilek/TCHP1/Materi%C3%BDy/100855881-20a.pdf>>.
- [24] VENHÁČOVÁ, J.; VENHÁČOVÁ, P. Význam a možnosti měření glykemií. [online]. 11.10.2008, Olomouc, [cit. 2011-04-26]. Dostupný z WWW: <http://www.diadeti-olomouc.cz/downloads/seminare/Vyznam_a_moznosti_mereni_glykemii.pdf>.
- [25] SOBOTKOVÁ, Lucie. Technické pomůcky ve službách diabetika. 2.6.2010, Jindřichův Hradec, [cit. 2011-04-26].. Dostupný také z WWW:
<<http://mladazena.maminka.cz/scripts/detail.php?id=478437>>.

10 Přílohy

Příloha 1 – Glykemický index některých potravin

Orientační hodnoty glykemického indexu vztažené k hodnotě glukózy (100%)					
Xylitol	8	Hroznové víno	40	Chléb bílý Pita	56
Brokolice	10	Puding instantní	40	Rýže bílá	56
Česnek	10	Jablečná šťáva přírodní	40	Kompot meruňky	56
Houby	10	Džus rajčatový	40	Sušenky bohaté na vlákn.	57
Paprika	10	Šťáva z čerst. pomerančů	40	Pizza sýrová	58
Rajče	10	Těstoviny celozrnné	40	Rýže bílá dlouhá	58
Saláty (hlávkové)	10	Špagety vař. 10-15 min.	41	Houska hamburgerová	60
Zelenina kořenová	10	Kompot hruška	42	Zmrzlina	60
Zelí	10	Polévka čočková	42	Mléko kondenz. slazené	60
Čokoláda hořká 70%kak.	22	Laktóza	45	Tyčinka Mars karamel.	64
Mléko plnotučné	25	Džus grapefruitový	47	Bramborová kaše	70
Droždí	25	Chléb ovesný otruby	47	Kavli chléb	70
Čočka červená	27	Rýže parboiled	47	Sušenky pšeničné	70
Párky	27	Tyčinka Mars ořechová	47	Kaše ovesná	70
Boby sušené	27	Hrášek zelený	48	Cukr (sacharóza)	70
Mléko sójové	29	Jogurt sójový	48	Kukuřice	70
Mléko polotučné	29	Koláče	48	Coca-cola	70

Cizrna vařená	30	Čokoládový nápoj slaz.	48	Nudle	70
Čočka hnědá	30	Torteliny sýrové	49	Ravioly	70
Fazole bílé	30	Mrkev vařená	49	Brambory šťouchané	70
Fazolky zelené	30	Brambory vař. ve slupce	50	Mouka bílá	70
Jablko	30	Mouka z pohanky	50	Mouka amarantová	70
Marmeláda ovo. bez cuk.	30	Kiwi	50	Kaše kukuřičná	71
Meruňky sušené	30	Rýže basmati	50	Cornflakes	72
Mléko odtučněné	30	Rýže tmavá natural	50	Meloun červený	73
Nutella	30	Sorbet	50	Dýně	74
Jogurt slazený	35	Pšenice rychle vařená	51	Bageta	85
Mrkev syrová	35	Vločky Kellogs s medem	52	Bramborová kaše instant.	85
Pomeranč	35	Bramborové knedlíky	52	Rýže předvařená	85
Vločky Kellogg	39	Těstoviny vařené bílé	55	Glukóza	100
Ravioly plněné masem	39	Tyčinka Snickers	55	Maltodextrin	100
Broskev	40	Vločky müsli	55	Maltosa	100
Fazole červené	40	Meruňka	55	Pivo	103

[10]

Příloha 2 – Zdrojový kód software

```
function varargout = GUI(varargin)
% GUI M-file for GUI.fig
%     GUI, by itself, creates a new GUI or raises the existing
%     singleton*.
%
%     H = GUI returns the handle to a new GUI or the handle to
%     the existing singleton*.
%
%     GUI('CALLBACK',hObject,eventData,handles,...) calls the local
%     function named CALLBACK in GUI.M with the given input argu-
ments.
%
%     GUI('Property','Value',...) creates a new GUI or raises the
%     existing singleton*. Starting from the left, property value
pairs are
%     applied to the GUI before GUI_OpeningFcn gets called. An
%     unrecognized property name or invalid value makes property ap-
plication
%     stop. All inputs are passed to GUI_OpeningFcn via varargin.
%
%     *See GUI Options on GUIDE's Tools menu. Choose "GUI allows on-
ly one
%     instance to run (singleton)".
%
% See also: GUIDE, GUIDATA, GUIHANDLES

% Edit the above text to modify the response to help GUI

% Last Modified by GUIDE v2.5 28-Apr-2011 11:55:16

% Begin initialization code - DO NOT EDIT
gui_Singleton = 1;
gui_State = struct('gui_Name',       mfilename, ...
                  'gui_Singleton',   gui_Singleton, ...
                  'gui_OpeningFcn', @GUI_OpeningFcn, ...
                  'gui_OutputFcn',  @GUI_OutputFcn, ...
                  'gui_LayoutFcn',  [], ...
                  'gui_Callback',    []);
if nargin && ischar(varargin{1})
    gui_State.gui_Callback = str2func(varargin{1});
end

if nargout
    [varargout{1:nargout}] = gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
else
    gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
end
% End initialization code - DO NOT EDIT
global data_obj           %globální proměnné
global vysledek
global graf

% --- Executes just before GUI is made visible.
function GUI_OpeningFcn(hObject, eventdata, handles, varargin)
```

```

% This function has no output args, see OutputFcn.
% hObject    handle to figure
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles     structure with handles and user data (see GUIDATA)
% varargin    command line arguments to GUI (see VARARGIN)

% Choose default command line output for GUI
handles.output = hObject;

% Update handles structure
guidata(hObject, handles);

clc;
% UIWAIT makes GUI wait for user response (see UIRESUME)
% uiwait(handles.figure1);

% --- Outputs from this function are returned to the command line.
function varargout = GUI_OutputFcn(hObject, eventdata, handles)
% varargout  cell array for returning output args (see VARARGOUT);
% hObject    handle to figure
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles     structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Get default command line output from handles structure
varargout{1} = handles.output;

% --- Executes on button press in Kurzory.
function Kurzory_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to Kurzory (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles     structure with handles and user data (see GUIDATA)

set(handles.Kurzory, 'enable', 'off');           %nastavení tlačítka kurzor
[x,y]=ginput(1);
set(handles.Kurzory, 'enable', 'on')
hold on
plot(x,y, 'go');
text(x+0.2,y,num2str([y]))

% --- Executes on button press in Vyber.
function Vyber_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to Vyber (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles     structure with handles and user data (see GUIDATA)
global data           %globální proměnné
global vysledek
global graf
global celkem

cd pacient           %cd je funkce pro výběr adresáře

```

```

data = dir; %výběr z aktuálního adresáře
str = {data.name};
[s,v] = listdlg('promptstring','select a file:',...
               'selectionmode','single',...
               'liststring',str);%listdlg je funkce, která načítá dat
                               %z aktuálního seznamu

b=data(s);
load(b.name)

cd ..
vysledek=[]; %vyprazdňuje buffer

for x=2:length(data) %spočítá řádky
    a=data(x,1); %vybrání řádku z dat jde od začátku do konce
    radek=cell2mat(a); %převod pole na matici
    j=1; %začátek znaku, první znak prvního řádku
    count=1; %počítadlo buněk
    for i=1:length(radek) %prochází celý řádek a hledá značku
        if radek(i)=='|'
            vysledek{x-1,count}=radek(j:i-1);%uloží se na první pozici
            % řádku i je počítadlo, které hledá ty znaky a i-1 ukončí
            buňku
            count=count+1; %definuje další buňku
            j=i+1; % stanovuje nový začátek, začátek znaku nové buňky
        end
    end
end

%výběr dat-----

graf=[];%vyprazdňuje buffer
for g=1:length(vysledek);
    hod=vysledek(g,8); %načtení buňky s časem
    hodiny=cell2mat(hod); %převod pole na matici
    hodina=str2num(hodiny(1:2)); % vybírá hodiny a převádí na číslo
    minuty=str2num(hodiny(4:5));%vybírá 4.a 5.znak-minuty, převod na číslo
    cas=hodina+minuty/60; % přepočít hodiny na min
    graf(g,1)=cas;
    glykem=str2num(cell2mat(vysledek(g,16))); %úprava datového typu
    if isempty(glykem)==0
        glykemhod=glykem(1)+glykem(2)/10; %úprava na desetinné číslo
        graf(g,2)=glykemhod;%uložení do složky graf, kde je zobrazeno v jednom
        %sloupci čas ve druhém je hodnota glykemie
    else
        graf(g,2)=0;
    end
end

end

%převod hodin na minuty a vybrání času a hodnoty glykemie do složky
graf----
pocet=length(graf(:,1))/288; %dělení řádků 288, to protože, jeden den
                             %má 288 řádků
celkem=round(pocet); %zaokrouhlen k nejbližšímu celému číslu
                    %určení počtu dnů
if graf(1,1)>graf(length(graf(:,1)),1)
    celkem=celkem+1;

```

```

else
    celkem=celkem;
end

global text pocet_dnu;
pocet_dnu = celkem; %nastavení počtu dnů
set(handles.popupmenu1,'string',sprintf('Den číslo %d ',1)); %nastavení prvního dne

for i = 1:pocet_dnu-1;
    text = get(handles.popupmenu1,'string');%získání celého vekt.
    rozmer = size(text); %uvnitř popup menu, udává rozměr stringu
    cislo = text(i,11:rozmer(2)); %nalezení čísla dne (na konci)
    cislo = str2num(cislo); %převod stringu na číslo
    if cislo == i
        if i < 9 %zápis pro jednociferná čísla
            a = sprintf('Den číslo %d ',i+1); %tvorba stringu
            text(i+1,:) = a; %zápis do vektoru stringu pro popup-
menu
            set(handles.popupmenu1,'string',text);%zápis
        elseif i >= 9 %dvouciferná čísla - zápis
            a = sprintf('Den číslo %d',i+1);
            text(i+1,:) = a;
            set(handles.popupmenu1,'string',text);
        end
    end
end

end

%převod hodin-----

p = msgbox('Data jsou načtená');
set(p,'color','white');

% --- Executes on selection change in popupmenu1.
function popupmenu1_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to popupmenu1 (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hints: contents = cellstr(get(hObject,'String')) returns popupmenu1
contents as cell array
% contents{get(hObject,'Value')} returns selected item from po-
pupmenu1
global celkem %globální proměnné
global graf
global dataden

pop = get(hObject, 'String'); %nastavení do pop up menu
cislo = get(hObject, 'Value');
den= cislo; %automaticky nastavuje den
if den==1 %stanovuje začátek dne a konec dne
    zacatek=1;
elseif den==celkem
    konec=length(graf(:,1));
end

```

```

count=0;
for i=1:length(graf(:,1))-1
    if graf(i,1)>graf(i+1,1)
        count=count+1;
        if count==den;
            konec=i;
        end
        if count==den-1
            zacatek=i+1;
        end
    end
end

end

dataden=graf(zacatek:konec,:);           %jednoho dne

% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function popupmenu1_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to popupmenu1 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    empty - handles not created until after all CreateFcns
called

% Hint: popupmenu controls usually have a white background on Windows.
%         See ISPC and COMPUTER.
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

% --- Executes on button press in Graf1.
function Graf1_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to Graf1 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
cla                                %vymaže aktuální grafy
global dataden                    %globální proměnná

h=dataden';                       %definuje den
k=dataden(:,2);

M=median(h(2,:));                %určení mediánu = nejbližše středu hodnot

plot(handles.axes5,h(1,:),h(2,:));%vykreslil se 3.sloupec do kt.,byl
zadán medián
c=title ('Graf č.1');             %popis grafu
set(c,'fontsize',18)              %nastavení velikosti písma
set(handles.axes5,'xlim',[1 24]);%nastavení rozsahu x-ové osy (hodiny)
set(handles.axes5,'ylim',[3 max(k)+1.5]);%nastavená y-ové osy (gly-
kem.hod)
xlabel('Čas[hod]'),ylabel('Krevní cukr[mmol/l]');%popis os

cwtsignal=cwt(h(2,:),1:64,'bior1.5'); %waveletovy transformace
novy=cwtsignal(12,:);

```

```

cervena=0;
cas=0;
zelena=0;
plocha=0;
trig=0;
hold on;
for i=2:length(novy)-1 %cyklus projede všechna vstupní data
    if novy(i+1)>0 && novy(i)<0 %stanovení první podmínky
        if zelena==1;
            b=text(h(1,i),max(k)+1,num2str(plocha));%vypsání hodnoty plo-
chy
            set(b,'fontsize',7) %nastavení velikost textu 7
            plocha=0;
            zelena=0;
            cas=0;

        end
        h(6,i)=h(2,i);
        line([h(1,i) h(1,i)], [0 h(2,i)], 'Color','r','LineStyle','-');
        cervena=1;
        plocha=h(2,i);

    elseif novy(i-1)>0 && novy(i)<0 %stanovení druhé podmínky
        trig=h(2,i);
        if cervena==1
            b=text(h(1,i),max(k)+0.5,num2str(plocha));
            set(b,'fontsize',7)
            plocha=0;
            cervena=0;

        end
        h(6,i)=h(2,i);
        line([h(1,i) h(1,i)], [0 h(2,i)], 'Color','g','LineStyle','-');
        zelena=1;
        plocha=h(2,i);

    else
        h(6,i)=0;
    end

    if cervena==1 %stanovení třetí podmínky
        line([h(1,i) h(1,i)], [0 h(2,i)], 'Color','r','LineStyle','-');
        plocha=plocha+h(2,i);
        cas=cas+1;
    end
    if zelena==1
        cas=0;
        line([h(1,i) h(1,i)], [0 h(2,i)], 'Color','g','LineStyle','-');
        plocha=plocha+h(2,i);
    end
    if cas==23 || h(2,i)<=trig && cervena==1
        cervena=0;
        b=text(h(1,i),max(k)+0.5,num2str(plocha))
        set(b,'fontsize',7)
        plocha=0;
        cas=0;
    end
end

```

```

end
h(3,:)=M;      %median
h(4,:)=3.9;    %nastavení fyziologické hranice - min.hodnota
h(5,:)=10;     %nastavení fyziologické hranice - max.hodnota

plot(handles.axes5,h(1,:),h(3,:), 'k'); %vykreslení mediánu
plot(handles.axes5,h(1,:),h(4,:), 'm'); %vykreslení fyz.hranice - min
plot(handles.axes5,h(1,:),h(5,:), 'y'); %vykreslení fyz.hranice - max
plot(handles.axes5,h(1,:),h(6,:), 'b*'); %vytvoření bodu

set(handles.max, 'string', num2str(max(k)), 'visible', 'on');
set(handles.min, 'string', num2str(min(k)), 'visible', 'on');
set(handles.stred, 'string', num2str(mean(k)), 'visible', 'on');
set(handles.med, 'string', num2str(median(k)), 'visible', 'on');

% --- Executes on button press in Graf2.
function Graf2_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to Graf2 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)
cla
global dataden

h=dataden';      %definuje den
k=dataden(:,2);

M=median(h(2,:)); %určení mediánu = nejbližší středu hodnot

plot(handles.axes5,h(1,:),h(2,:));
c=title('Graf č.1');
set(c, 'fontsize', 18)
set(handles.axes5, 'xlim', [1 24]);
set(handles.axes5, 'ylim', [3 max(k)+1.5]);
xlabel('Čas[hod]'), ylabel('Krevní cukr[mmol/l]');

cwtSignal=cwt(h(2,:), 1:64, 'bior1.5');
novy=cwtSignal(12,:);
cervena=0;
cas=0;
zelena=0;
plocha=0;
trig=h(2,1);
hold on;
for i=2:length(novy)-1      %cyklus projede všechna vstupní data
    if novy(i+1)>0 && novy(i)<0 %stanovení první podmínky
        if zelena==1;
            b=text(h(1,i), max(k)+1, num2str(plocha));
            set(b, 'fontsize', 7) %nastavení velikost textu 7
            plocha=0;
            zelena=0;
            cas=0;
        end
    end
end

```

```

h(6,i)=h(2,i);
line([h(1,i) h(1,i)], [trig h(2,i)], 'Color', 'r', 'LineStyle', '-');
cervena=1;
plocha=h(2,i)-trig;

elseif novy(i-1)>0 && novy(i)<0 %stanovení druhé podmínky
trig=h(2,i);
if cervena==1
    b=text(h(1,i), max(k)+0.5, num2str(plocha));
    set(b, 'fontsize', 7)
    plocha=0;
    cervena=0;
end
h(6,i)=h(2,i);
line([h(1,i) h(1,i)], [trig h(2,i)], 'Color', 'g', 'LineStyle', '-');
zelena=1;
plocha=h(2,i)-trig;

else
    h(6,i)=0;
end

if cervena==1 %stanovení třetí podmínky
    line([h(1,i) h(1,i)], [trig
h(2,i)], 'Color', 'r', 'LineStyle', '-');
    plocha=plocha+h(2,i)-trig;
    cas=cas+1;
end
if zelena==1
    cas=0;
    line([h(1,i) h(1,i)], [trig
h(2,i)], 'Color', 'g', 'LineStyle', '-');
    plocha=plocha+h(2,i)-trig;
end
if cas==23 || h(2,i)<=trig && cervena==1
    cervena=0;
    b=text(h(1,i), max(k)+0.5, num2str(plocha))
    set(b, 'fontsize', 7)
    plocha=0;
    cas=0;
end

end

h(3,:)=M;
h(4,:)=3.9;
h(5,:)=10;

plot(handles.axes5, h(1,:), h(3,:), 'k');
plot(handles.axes5, h(1,:), h(4,:), 'm');
plot(handles.axes5, h(1,:), h(5,:), 'y');
plot(handles.axes5, h(1,:), h(6,:), 'b*');

set(handles.max, 'string', num2str(max(k)), 'visible', 'on');
set(handles.min, 'string', num2str(min(k)), 'visible', 'on');
set(handles.stred, 'string', num2str(mean(k)), 'visible', 'on');
set(handles.med, 'string', num2str(median(k)), 'visible', 'on');

```



```

% --- Executes on button press in Smazat.
function Smazat_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to Smazat (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)
k=0           %nastavení tlačítka pro mazání

set(handles.max,'string',num2str(max(k)), 'visible','on');
set(handles.min,'string',num2str(min(k)), 'visible','on');
set(handles.stred,'string',num2str(mean(k)), 'visible','on');
set(handles.med,'string',num2str(median(k)), 'visible','on');

cla(handles.axes5)
clear
clc

% --- Executes on button press in Konec.
function Konec_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to Konec (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)
close;

function edit5_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to edit5 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles      structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Hints: get(hObject,'String') returns contents of edit5 as text
%        str2double(get(hObject,'String')) returns contents of edit5
%        as a double

% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function edit5_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to edit5 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles      empty - handles not created until after all CreateFcns
%              called

% Hint: edit controls usually have a white background on Windows.
%       See ISPC and COMPUTER.
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function figure1_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to figure1 (see GCBO)
% eventdata    reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles      empty - handles not created until after all CreateFcns
%              called

```